

fy  
JÓZSEF ATTILA TUDOMÁNYEGYETEM KIBERNETIKAI LABORATÓRIUMA  
NEUMANN JÁNOS SZÁMÍTÓGÉPTUDOMÁNYI TÁRSASÁG  
CSONGRÁD MEGYEI SZERVEZETE ÉS ORVOSBIOLÓGIAI SZAKOSZTÁLYA.

---

**Számítástechnikai és kibernetikai módszerek  
alkalmazása az orvostudományban  
és a biológiában**

**5. KOLLOKVIUM**

**Szeged, 1974.**

SZÁMITÁSTECHNIKAI ÉS  
KIBERNETIKAI MODSZEREK ALKALMAZÁSA AZ  
ORVOSTUDOMÁNYBAN ÉS A BIOLOGIÁBAN



A Neumann János Számítógéptudományi  
Társaság

Szegeden, 1974. december 2-3-4-én tartott  
kollokviumának anyaga

-----

SZERKESZTETTE

MUSZKA DÁNIEL  
HANTOS ZOLTÁN

SZÉKELY SÁNDOR  
MADARÁSZ ISTVÁN

Szeged, 1975. február

## Előszó

E kiadvány a Neumann János Számítógéptudományi Társaság ötödik, orvosbiológiai témájú szegedi kollokviumán elhangzott előadások és néhány, a témához szorosan kapcsolódó, azonban időhiány miatt előadásra nem került dolgozat anyagát tartalmazza.

A téma iránt érdeklődő olvasó számára - különösen, ha az eddigi négy kötetünket is ismeri - bizonyára feltűnik az az öröndetes fejlődés, ami a számítástechnikai és kibernetikai módszereknek az orvostudomány és a biológia egyre szélesebb területén történő alkalmazásában jelentkezik. A kötet anyagából jól kivehető, hogy nem pusztán mennyiségi, hanem minőségi változást is hozott az utóbbi öt év: több előadásban lelhetők fel olyan módszerek és eredmények, amelyek nemzetközi szinten is kiválónak minősíthetők. Pozitív jelenségeként foghatjuk fel azoknak a dolgozatoknak tartalmát és nagy számát is, amelyeket a szerkesztőbizottság visszautasított, ezek vitathatatlanul azt jelzik, hogy a számítástechnikai módszereket ma már sokan és sok helyen teljesen rutinszerűen alkalmazzák az orvostudományban. Komoly és reménykeltő lépések mutatkoznak az - eddig meglehetősen lemaradt - kórházi alkalmazások területén is.

Ezúton is még egyszer köszönetet mondunk Társaságunk minden tagjának, akik a kollokvium sikerét közreműködésükkel előmozdították, továbbá köszönetünket fejezzük ki a MTESZ Csongrád megyei Szervezetének és a József Attila Tudományegyetemnek a kiadvány létrejöttéhez nyújtott segítségükért.

Szeged, 1975. február

a Szerkesztőbizottság

## Tartalomjegyzék

Előadások	Oldal
Török R., Benedek Gy., Szekeres L., Győri I.: Különböző matematikai eljárások alkalmazása, állatkísér- letekben nyert EEG görbék kiértékelésére	1
Kobzos L., Kisbán Sándorné: Egy vektorkardiográfiai lényeg- kiemelésről	7
Molnár E., Ivanyos L., Tóth J., Kőrő L.: Mintafelismerő al- goritmus	13
Czeglédi P.: Programrendszer stohasztikus folyamatok vizsgálá- tára	29
Kóczy T.L., Győrfi Z., Hajnal M.: A fuzzy halmazok elmé- lete és karyometriai alkalmazása	39
Hantos Z., Galgóczy G., Kovács A., Fülöp J.: Légzésmechanikai jelek számítógépes feldolgozása	57
Szekeres I., Szekeres L., Murányi L.: Automatikus on-line görbeanalízis asztali kalkulátorral, elsősorban légzésfunk- ciós vizsgálatok céljaira	69
Káldi T., Pótz P., Keresztély Zs.: Kórházi számítógépes rend- szerek automatizálási és műszerezési előfeltételeinek biz- tosítása	75
Kasza F., Csanádi M., Kalapis I.: Vektor-elektrokardiogramok számítógéppel történő feldolgozása során nyert tapasztalata- ink	87



	Oldal
Nagy S., Barankay T., Daróczy B., Hantos Z.: Coronariák reaktív hyperaemia folyamatának számítógé- pes elemzése	97
Horváth M., Elek Gy., Pál I., Rottár J., Wölfinger M., Binder L., Szabó D.: Beat-to-beat mintavételezés és 4741-1 EMG korrelátor bevonása a radiociklográfiás vizsgálatokba	107
Stur J., Szekeres L., Marek N.: Számítógép on-line alkalma- zásának egy módja foto- és potenciometriás titrálásokra	119
Szekeres L., Marek N.: Számítógépes rendszer alkalmazása gyorsfotometriás mérési adatok feldolgozására	129
Tóth J., Eöry A.: Elektromos bőrdiagnosztikai adatok számoló- gépes értékelése	139
Kóré L., Ivanyos L., Tóth J., Molnár E.: Adatátviteli utak számítógép és laboratóriumi real-time periféria között	145
Madarász I., Hunya P., Krem A.: R-10 kismámítógép alkalma- zása pszichofiziológiai mérések real-time vezérlésére és értékelésére	157
Tóth E., Sztipanovits J.: Biológiai rendszerek identifikációja hibrid optimalizációs módszerekkel	179
Szücs B., Monos E.: A vérkeringési rendszer irányítási folyama- tainak modellezése	191
Galgóczy G., Hunya P., Hantos Z., Rablóczy Gy.: Légzésmechanikai és kisvérköri keringési jelek szuperpozi- ciójának vizsgálata	211
Szabó Z.: Eloszlásfüggvények "relatív növekményéről" és ennek orvostudományi alkalmazásairól	217

	Oldal
Farkas A.: Nagy hosszúságú aminosavszekvenciák közötti analógiák vizsgálata számítógéppel	231
Jólesz F., Szilágyi M.: Dinamikus biológiai rendszerek stabilitásának elemzése és a mérési folyamat	239
Jólesz F.: Az idegrendszer tárolási folyamatának dinamikája	257
Győrffy Z., Hajnal M.: Az NN automata, mint viselkedési modell	269
Hudetz A., Monos E.: Az artéria fal biomechanikai tulajdonságainak modellezése	275
Monos E.: Az arteria fal quasi-statikuss és dinamikus tulajdonságainak vizsgálata számítógépi módszerekkel	287
Gesztes G., Horváth G.: TPAi-ACO4 hibrid konfiguráció alkalmazása a biológiai jelfeldolgozásban	301
Rupprich P., Jólesz F.: A Hodgkin-Huxley egyenletek szimulációjának egyes lehetőségei	313
Horváth F.: Az egészségügyi információrendszer strukturájának és kódolásának kérdései	323
Széphalmi G., Kovács F., Naszladi A., Pótz P.: Fogalomrendszer és modell orvosi-egészségügyi információk kezelésére	343
Lánc M., Széphalmi G., Torma L.: Számítógépes kórházi kóresettár kialakító, karbantartó és lekérdező programrendszer	355
Pótz P., Kovács F., Naszlady A., Széphalmi G.: Kórházi információrendszerek létesítésénél néhány kérdés az Országos Korányi Tbc és Pulmonológiai Intézetben folyó fejlesztőmunka tükrében	357

Naszlady A., Korom Gy., Littauer A., Pótz P., Kovács F., Széphalmi G.: Fekvőbeteg osztály információs rendszerébe csatlakozó klinikai laboradat-áramlás kérdése és egy bevált megoldás	377
Csukás A-né, Greff L., Krámlí A., Ruda M.: A kórházi morbiditás vizsgálat számítógépes feldolgozásának tapasztalatai és továbbfejlesztése	383
Nagy F., Benedek Sz., Szarvas F., Varró V.: Adatgyűjtés betegektől kérdőív segítségével számítógépes feldolgozásra	391
Döbrönte Z., Benedek Sz., Náfrádi J., Szarvas F., Varró V.: Gastroenterológiai endoscopy leletek kódmondatokkal történő megfogalmazása és a számítógépes leletezés előnyei	403
Szalai L.: A technikai - tudományos forradalom hatása a dolgozó ember biokibernetikai egyensúlyára. Az elfáradás programcsomagja	411
Felsővályi Á., Kopp M., Tringer L., Veér A., Ruttmayer I.: Tapasztalatok az R-20-as számítógép klinikai epidemiológiai alkalmazásával	425
Hargita Á., Hoffmann A., Hajtman B.: Szív és keringési beteg panaszainak függetlenség-vizsgálata	431
Sebők J., Fritz J., Kiszél J., Paksi A., Srajber B.: Pathológias terhességi és szülési tényezők jelentőségének vizsgálata koraszülöttek koponyatüri vérzésének kialakulására, lineáris diszkriminációs módszerekkel	443
Forrai Gy., Bánkövi Gy., Sebestyén É.: Izlés, izlelés és cariesintenzitás közötti kapcsolatok vizsgálata	453
Breuer P., V.V. Shakin : Vektoriális EKG adatok adaptív redukálása	465

	Oldal
V.V. Shakin : Egy algoritmus az elektrokardiológia inverz problémájához	485
Rochlitz Sz.: Számítástechnika alkalmazása genetikai vizsgálatokban, különös tekintettel a szöveti antigénekre	493
Garádi J.: Azonosítási kódok statisztikai vizsgálata	501
Kováts A., Bencze J.: Amplitudó szelektor-rendszer sejtcsoporthoz tartozó aktivitás vizsgálatára	511



A KOLLOKVIUM ELNÖKEI:

K a l m á r László  
akadémikus  
a Neumann János Számítógéptudományi  
Társaság Csongrád megyei Szervezetének elnöke

H o r v á t h Mihály  
főorvos

H o r v á t h Ferenc  
osztályvezető

S i m k ó János  
főosztályvezetőhelyettes

K i a t o n a Zoltán  
főmérnök

C s e r n a y László  
egyetemi docens

M a d a r á s z István  
tud. főmunkatárs

H u n y a Péter  
tud. munkatárs

RENDEZŐBIZOTTSÁG:

Elnöke:

M u s z k a Dániel  
tudományos osztályvezető  
a Neumann János Számítógéptudományi  
Társaság szegedi Csoportjának titkára

Tagjai:

C s e r n a y László  
egyetemi docens

M a d a r á s z István  
tud. főmunkatárs

H u n y a Péter  
tud. munkatárs

H a n t o s Zoltán  
tud. munkatárs

A KOLLOKVIUM RÉSZTVEVŐI

Apostol Ilona  
OMI, Budapest

Dr. Arató Mátyás  
MTA SZTAKI, Budapest

Dr. Bakó András  
MTA SZTAKI, Budapest

Balázs István  
INFELOR, Budapest

Balogh Barnabás  
Távközlési Kutató Int.  
Budapest

Bertényi Sándor  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Bertényi Camilló  
SZOTE, Szeged

Benedek Szabolcs  
SZOTE KL, Szeged

Dr. Benedek György  
SZOTE, Szeged

Dr. Békés Miklós  
Orsz. Kardiológiai Intézet  
Budapest

Bihari Ottó  
Orsz. Testnev. és Sportegészségügyi I.  
Budapest

Dr. Biró Gábor  
POTE Biofizikai Intézet, Pécs

Binder László  
SZKI, Budapest

B. Nagy András  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

Bojtor László  
MÁV Kórház, Budapest

Breuer Pál  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

Budai Katalin  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Czeglédi Péter  
SZKI, Budapest

Csanádi Sándor  
VIDEOTON, Budapest

Dr. Csanádi Miklós  
SZOTE, Szeged

Csáki Béla  
MEDICOR Művek, Budapest

Csáki Péter  
MTA SZTAKI, Budapest

Csánki Ferenc  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

Dr. Csernay László  
SZOTE, Szeged

Cser László  
Budapest

Dr. Csirik János  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Csobán György  
KLTE, Debrecen

Dr. Csukás Andrásné  
Egészségügyi Minisztérium

Dabasi Miklós  
INFELOR, Budapest

Daróczy Bálint  
SZOTE KL, Szeged

Deák Ferenc  
Műszeripari Kutató Intézet  
Budapest

Divinyi József  
Budapest

Dr. Eiben Ottó  
ELTE, Budapest

Dr. Eőry Ajándok  
OMI, Budapest

Farkas András  
Magyar Vas- és Acélip. Egy.  
Budapest

Dr. Farkas Margit  
NEVIKI, Veszprém

Fekete Elek  
SZKI, Budapest

Dr. Fekete Katalin  
Állami Kórház, Balatonfüred

Felsővályi Ákos  
SOTE, Budapest

Dr. Forrai György  
Gyermekepoliklinika, Budapest

Dr. Futóné, Szántó Zsuzsa  
Nemzetközi Számítástechnikai  
Oktató Központ, Budapest

Fülöp József  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Füvesi István  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Galgóczy Gábor  
OMI, Budapest

Gárdi János  
MTA SZTAKI, Budapest

Gesztes Gábor  
BME, Budapest

Dr. Ghyicz Kálmán  
Országos Kardiológiai Intézet  
Budapest

Gömbs Ernő  
Budapest

Dr. Grasser Katalin  
EGYT Gyógyszervagyészeti Gyár,  
Budapest

Dr. Greff Lajos  
Egészségügyi Minisztérium



Gulyás Lenke  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Győrfi Zoltán  
BME, Budapest

Dr. Győri István  
SZOTE KL, Szeged

Gyurácz Német Teréz  
MTA SZTAKI, Budapest

Hajnal Miklós  
BME, Budapest

Dr. Hantos Zoltán  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Hargita Árpád  
Budapest

Harnos Zsoltné  
SOTE, Budapest

Dr. Horváth Ferenc  
Egészségügyi Minisztérium

Horváth Gábor  
BME, Budapest

Dr. Horváth Mihály  
Szívkórház, Balatonfüred

Horváth Gaudi István  
MTA SZTAKI

Dr. Hoffmann Artur  
Budapest

Hudetz Antal  
SOTE, Budapest

Dr. Hunya Péter  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Ivanyos Lajos  
Kandó Kálmán VMF, Budapest

Dr. Jólész Ferenc  
Kandó Kálmán VMF, Budapest

Juhász Bálint  
Budapest

Dr. Kalmár László  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Kalapis István  
SZOTE KL, Szeged

Kanyár Béla  
SOTE, Budapest

Karlóczy Miklós  
Magyar Híradástechnikai Egyesülés  
Budapest

Dr. Karmos György  
POTE Élettani Intézet, Pécs

Kasza Ferenc  
SZOTE KL, Szeged

Katona Zoltán  
SOTE, Budapest

Káldi István  
Elektronikus Mérőkészülékek Gy.  
Budapest

K á l d i Tamás  
INFELOR, Budapest

K á r p á t i József  
Elektronikus Mérőkészülékek Gy.  
Budapest

K á s a Zoltán  
MEDICOR Művek, Budapest

K e m é n y András  
Budapest

K e r e k e s István  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

K e r t é s z Gáspár  
Állami Kórház, Balatonfüred

K e s z t h e l y i Éva  
SOTE, Budapest

K i s s Györgyné  
MTA SZTAKI, Budapest

K i s s Károly  
EMG, Esztergom

K i s s Zoltán  
Budapest

Dr. K i s z e l y György  
SZOTE, Szeged

Dr. K i s z e l János  
I.sz. Női Klinika, Budapest

K o b z o s László  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

K ó c z y T. László  
BME, Budapest

K o n c z i l i Vendel  
Tanárképző Főiskola  
Nyiregyháza

K ó n y a István  
Egészségügyi Minisztérium

Dr. K o p p Mária  
SOTE, Budapest

K ó r é László  
Kandó Kálmán VMF  
Budapest

Dr. K ó s a Ildikó  
Magyar Gyógyszerip. Egy.  
Budapest

Dr. K o t s i s Ottó  
Mezőgazdasági Főiskola  
Kaposvár

Dr. K o v á c s Bertalan  
Városi Kórház, Véc

K o v á c s Anna  
JATE Kibernetikai Laboratórium

K o v á c s Ferenc  
INFELOR, Budapest

K o z m a n n György  
KFKI, Budapest

K r á m l i András  
MTA SZTAKI, Budapest

K r e m Alajos  
KFKI, Budapest

Láncz Margit  
INFELOR, Budapest

Láposy László  
VIDEOTON, Budapest

Leposa János  
Balassa János Kórház  
Rendelőintézete, Szekszárd

Prof. L. Gyergyák  
Ljubjana

Dr. Madarász István  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Mahunka Imréné  
KLTE, Debrecen

Markovits Zoltán  
Budapest

Marosi Judit  
MTA SZTAKI, Budapest

Dr. Máté Eörs  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Máté Eörsné  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Mészáros János  
Megyei Vezető Kórház, Miskolc

Molnár Ervin  
Kandó Kálmán VMF, Budapest

Dr. Monos Emil  
SOTE, Budapest

Dr. Murányi László  
SZOTE, Szeged

Dr. Muszka Dániel  
JATE Kibernetikai Laboratórium

Müller Gyula  
Elektronikus Mérőkészülékek Gy.  
Budapest

Dr. Nagy Aladár  
Orsz. Idegsebészeti Tud. Int.  
Budapest

Dr. Nagykálnai Endre  
Egészségügyi Minisztérium

Dr. Naszлады Attila  
Orsz. Korányi TBC és Pulm. Int.  
Budapest

Dr. Nyáry István  
SOTE, Budapest

Orbán István  
EGYT, Budapest

Orosz András  
Elektronikus Mérőkészülékek Gy.  
Budapest

Dr. Paksy András  
Budapest

Pártos Oszkár  
MTA KFKI, Budapest

Pethő Imre  
Balassa János Kórház Rendelőint.  
Szekszárd

Pintér Éva  
Mezőgazdasági Főiskola  
Kaposvár

# XIV

P ó t z y Péter  
INFELOR, Budapest

Dr. P r u z s i n s z k y Piroška  
EGYT, Budapest

Dr. R a b l o c z k y György  
OMI, Budapest

R a t k ó István  
MTA SZTAKI, Budapest

R á c z György  
Budapest

R o c h l i t z Szilveszter  
KLTE, Debrecen

R o z s n y a i Gábor  
Budapest

R u d a Mihály  
MTA SZTAKI, Budapest

R u p p r i c h Péter  
BME, Budapest

Dr. S a r k a d i Ádám  
Budapest

S á r o s s y József  
Távközlési Kutató Int., Budapest

Dr. S e b ő k János  
Orsz. Kardiográfiai és Kórszövettani  
Intézet, Budapest

S i m k ó János  
Egészségügyi Minisztérium

Dr. S c h i e f n e r György  
Kórház, Miskolc

S o l t Dezsőné  
Orvostovábbképző Int.  
Budapest

S o ó s Lajos  
Egészségügyi Minisztérium

Dr. S r a j b e r Benedek  
SOTE, Budapest

S t e i n Mária  
Budapest

S t a h l János  
INFELOR, Budapest

S o r o s s y Sándor  
EMG, Esztergom

V. V. S h a k i n  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

S ü t ő Gergely  
EGYT, Budapest

S z a b ó László  
Balassa János Kórház Rendelőint.  
Szekszárd

Dr. S z a b ó Zoltán  
KLTE, Debrecen

S z a l a i László  
Nehézipari Műszaki Egyetem  
Miskolc

S z a t m á r i József  
OTI, Szeged



Dr. Szekeres István  
SZOTE, Szeged

Szekeres László  
SZOTE Élettani Int. Szeged

Szepes Róbert  
OMFB, Budapest

Szepesváry Pál  
MTA Izotóp Intézet, Budapest

Székelly Endre  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

Dr. Széphalmi Géza  
INFELOR, Budapest

Szőke Zoltán  
Ho-Si-Min Tanárképző Főiskola  
Eger

Sztipanovits János  
BME, Budapest

Szutréry Judit  
SOTE, Budapest

Szűcs Béla  
BME, Budapest

Tarján György  
Kutvölgyi Állami Kórház

Dr. Tóth Endre  
BME, Budapest

Tóth Erzsébet  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

Tóth János  
Kandó Kálmán VMF, Budapest

Dr. Tóth Kovács János  
Kőbányai Gyógyszerárugyár

Török Kozália  
SZOTE KL. Szeged

Dr. Thuránszky Károly  
ELYI, Budapest

Vajsz Tivadar  
Ho-Si-Min Tanárképző Főiskola  
Eger

Varga András  
KLTE, Debrecen

Vermes László  
Elektronikus Mérőkészülékek Gy.  
Budapest

Végő László  
SZKI, Budapest

Viszt Éva  
SOTE, Budapest

Vörös Ferencné  
SZKI, Budapest

Wolff Tamás  
Távközlési Kutató Intézet  
Budapest

Zempléni Ferenc  
EMK, Esztergom

Ziborovári József  
Elektronikus Mérőkészülékek Gy.  
Budapest

Avagyító

Kalmár László akadémikus

a NJSZT Csongrád megyei Szervezetének elnöke

Szeretettel üdvözlöm a kollokvium résztvevőit, üdvözlöm a körünkben megjelent.

Dr. Varga Dezső elvtársat,  
a Magyar Szocialista Munkáspárt Szeged Városi  
Bizottságának titkárát,

Juratovics Aladár elvtársat,  
országgyűlési képviselőt, a MTESZ Csongrád megyei  
Szervezetének társelnökét,

Dr. Kiszely György professzort,  
a Szegedi Orvostudományi Egyetem Biológiai Intéze-  
tének igazgatóját.

Szeretném tolmácsolni - a sajnos kórházban fekvő - Dr. Hevesi János elvtárs, a JATE tudományos rektorhelyettesének üdvözlését, aki a NJSZT Csongrád megyei Szervezete gerincét alkotó szakembergárda munkahelyének, a József Attila Tudományegyetem állami vezetésének jókívánságait küldi a kollokvium munkájához. Itt a helyen mondok ezért a Szervezet nevében köszönetet, és - úgy érzem, hogy nemcsak a Szervezet, hanem a kollokvium valamennyi résztvevője nevében - kívánok neki mielőbbi felgyógyulást.

Kedves Tagtársak!

Ez évben már ötödik alkalommal rendezzük meg a "Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában" című kollokviumunkat.

Visszatekintve a kollokviumok "történelmére" megállapíthatjuk, hogy mind az előadások tartalmi értékeit, mind pedig számát tekintve

SZOTE Élettani Intézet és Központi Kutató Laboratórium  
Számítástechnikai Központ

Különböző matematikai eljárások alkalmazása állatkísérletekben nyert  
EEG görbék kiértékelésében

Török Rozália, Benedek György, Szekeres László és Győri István

A Szegedi Orvostudományi Egyetem Élettani Intézetében évek óta foglalkozunk kísérleti állatok magatartását jellemző elektromos paraméterek regisztrálásával és feldolgozásával. A feldolgozás egy része a SZOTE Számítástechnikai Központjában 1972 decemberében felszerelt CII-10010 típusú számítógépen a számítóközpont munkatársainak bevonásával történik.

Az agyi elektromos aktivitás analízisa felfedezése pillanatától kezdve igen komoly nehézségek elé állította a kutatókat. Az EEG görbék háttérében meghúzódó bonyolult fiziológiai jelenségek, valamint a görbe sztochasztikus volta ráirányította a figyelmet a matematikai módszerek alkalmazásának szükségességére. Így pl. Brazier és Casby 1952-ben, majd Brazier és Barlow 1956-ban alkalmazta az autokorreláció és keresztkorreláció számítást ezeknek a görbéknek a kiértékelésére.

Az alkalmazott módszerek majdnem teljes egészükben vagy a hisztogram-módszerek vagy a spektrálanalízis módszerei közé sorolhatók. A hisztogram-módszerek előnye, hogy a spektrálanalízis módszereivel szemben lényegesen kevesebb számítási időt igényelnek, ugyanakkor hátrány, hogy az EEG-nek csak az alapvető komponenseire vonatkozóan adnak információkat. Ugy véljük, hogy csupán az alvás stádiumai jól meghatározhatók az amplitudóértékek statisztikai jellemzőivel, valamint az izomtevékenység és a szemmozgások értékelésével. Viszont ahhoz, hogy az egyes stádiumokon belüli tendenciákat, az alvás mélyülését, vagy felszínesebbé válását felismerjük, szükség van a teljesítménysűrűség-spektrumok meghatározására.

A teljesítménysűrűség-spektrum meghatározása definíció szerint

a jelből számolt autokorrelogram Fourier transzformációjával történik. Ennek az utnak a követése akkor hasznos, amikor az autokorrelogram által szolgáltatott információra szükségünk van a jel analízisa során. Műd van azonban arra is, hogy teljesítménysűrűség-spektrumot kapjunk közvetlenül az EEG jelből. A teljesítménysűrűség-spektrum, mint analízis módszer csak akkor használható, ha a jel rendelkezik bizonyos karakterisztikus tulajdonságokkal, pl. stacionaritás, ezt azonban rövid időtartamu (max. 1 perces) EEG regisztrátumokról általában feltehetjük.

Annak ellenére, hogy már régen felismerték az EEG görbék kutatásában a teljesítménysűrűség-spektrumok jelentőségét, a frekvenciaanalízis szélesebb körű alkalmazása technikai nehézségek miatt korábban nem terjedt el. A problémák feloldását jelentette a rögzített analóg jelek digitalizálási lehetőségének megteremtése, majd a Fourier transzformáció gyorsított módszerének kidolgozása 1967-ben a Cooley és Tukey által kifejlesztett ún. Fast Fourier transzformációval az időfüggvények spektrálanalízise új algoritmikus alapra helyeződött. Az eljárás számítógépre alkalmasabb formáját 1969-ben Bergland adta meg. A Bergland által leírt algoritmus alapján kidolgozott program segítségével alvás közben felvett EEG jelek autokorrelogramjaiból készítettünk teljesítménysűrűség-spektrumokat. Ezzel a feldolgozás során a hagyományos módszernél tetemes időfelhasználás nagymértékben csökkent.

A Fourier transzformáció gyorsított formája azonban csak abban az esetben használható, ha teljesülnek a következő feltételek:

1.  $M = N = 2^n$        $n > 0$  egész
2.  $\omega_k = \frac{2\pi k}{N \cdot \Delta t}$        $k = 0, 1, \dots, N-1$

Az 1. feltétel nem okozott problémát, bár meg kell jegyezni, hogy ha a mérési pontok  $M$  száma nagy, akkor a program a teljesítménysűrűség-spektrumot is  $M$  értéknél határozza meg, és ezek egy része már nem is az EEG frekvenciatartományába tartozik.

A 2. feltétel azt mutatja, hogy a frekvenciatartomány felbontása egyenletes, és a lépésköz az  $N \Delta t$  szorzattal rögzített. Sűrűbb bontás csak a szorzat értékének növelésével érhető el, ennek azonban korlátai vannak.



Másrészt bizonyos esetekben, pl. alvás közben felvett EEG jelek feldolgozásánál a domináns alacsony frekvenciaértékeknel (1-5 Hz között) igen finom felbontást szeretnénk, nagyobb frekvenciáknál pedig durvább felbontás is elegendő volna. Ezt a frekvenciatartomány logaritmikus lépésközzel való beosztásával elérhetnénk, de a gyors Fourier transzformációnál erre nincs lehetőség.

A memóriaigény a hagyományos és a gyors Fourier transzformáció esetén lényegében azonos, ugyanis az összes mérési pontot egyidejűleg mindkét módszernél tárolni kell. Ezért olyan eljárást kerestünk, amely a rendelkezésünkre álló kis memóriakapacitású számítógépnél előnyösen alkalmazható, és lehetővé teszi hosszabb EEG jelek kiértékelését is.

1973-ban Ahmed, Natarajan és Rao olyan módszert közölt, amelynél a teljesítménysűrűség-spektrum meghatározásához nem szükséges a memóriában tárolni az időfüggvény összes elemét.

A módszer lényege a következő:

Legyenek  $\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_n$  azok a frekvenciaértékek, amelyeknél a teljesítménysűrűség-spektrumot meg akarjuk határozni. Legyen  $\omega_k$  egy tetszőleges ezen értékek közül. Az  $x(t)$  függvény Fourier transzformáltja  $F_x(\omega_k)$  következő integrállal határozható meg:

$$F_x(\omega_k) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-i\omega_k t} dt$$

Amennyiben az  $x(t)$  bizonyos időközönként vett minták alapján adott, a transzformált függvény értékeit valamilyen integrálközelítő eljárással határozhatjuk meg. Az egyszerű írásmód kedvéért használjuk a téglányösszegek közelítést, ekkor  $F_x(\omega_k)$ -ra a következő adódik:

$$F_x(\omega_k) = \Delta t \sum_{m=0}^{N-1} x_m e^{-im\omega_k \Delta t}.$$

Írjuk ezt a következő alakba:

$$F_x(\omega_k) = \Delta t [1, -i] \begin{bmatrix} R_x(\omega_k) \\ I_x(\omega_k) \end{bmatrix}.$$

Bevezetjük a következő 2x2-es mátrixot:

$$[L(\omega_k)] = \begin{bmatrix} \cos \omega_k \Delta t & -\sin \omega_k \Delta t \\ \sin \omega_k \Delta t & \cos \omega_k \Delta t \end{bmatrix},$$

felhasználva ennek azt a tulajdonságát, hogy m. hatványának meghatározása úgy történik, hogy a benne szereplő sin és cos függvények argumentumát m-mel szorozzuk,  $F_x(\omega_k)$ -ra a következő adódik:

$$F_x(\omega_k) = \Delta t [1, -i] \sum_{m=0}^{N-1} [L(\omega)]^m \underline{b} x_m, \quad \underline{b} = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Tekintsük a következő rekurzív kifejezést:

$$Z(\omega_k, s) = [L(\omega_k)] Z(\omega_k, s-1) + \underline{b} x_s \quad s = 0 \ 1 \ \dots \ N-1$$

$$Z(\omega_k, -1) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Belátható, hogy ez olyan  $\omega_k$ -től függő értéket szolgáltat, amelyből az  $F_x(\omega_k)$  egyszerű transzformációval határozható meg.

A memóriaszükséglet a hagyományos módszerhez és a gyors Fourier transzformációhoz viszonyítva lényegesen csökken. Itt ugyanis csak a különböző  $\omega_k$  frekvenciákhoz tartozó  $[L(\omega_k)]$  mátrixokat, a  $Z(\omega_k, s)$  közelítő értékét és az éppen aktuális mérési pontot kell tárolni. Mivel a módszer gyors működésű számítógép esetén on-line feldolgozást tesz lehetővé, az irodalomban az on-line Fourier transzformáció elnevezést használják.

A módszer leírásából látható, hogy nincs megkötés a mérési pontok és az  $\omega_k$  frekvenciák számára vonatkozóan, és a frekvenciatartomány felosztása is tetszőleges lehet. Ezért azokban az esetekben, amikor a gyors Fourier transzformáció feltételei szigorúaknak bizonyulnak, célszerű ezt a módszert használni. Időigénye azonos paraméterek esetén nagyobb a gyors Fourier transzformáció időigényeknél, azonban a hagyományos Fourier transzformáció időszükségletének kb. a fele.

Első ábránkon egy - az ún. on-line Fourier transzformációval meghatározott teljesítménysűrűség-spektrumot mutatunk be. Ezt egy lassu hullámu alvás stádiumában lévő nyul 1 perces EEG jeléből készített autokorrelogramból határoztuk meg. Az abszcisszán a frekvenciákat tüntettük fel Hz-ben. Az 1-30 Hz-es frekvenciatartományt logaritmikus lépésközzel 100 részre osztottuk. A magasabb frekvenciákon a teljesítmény megközelítőleg 0, csak az alacsony frekvenciákon van számottevő teljesítmény.

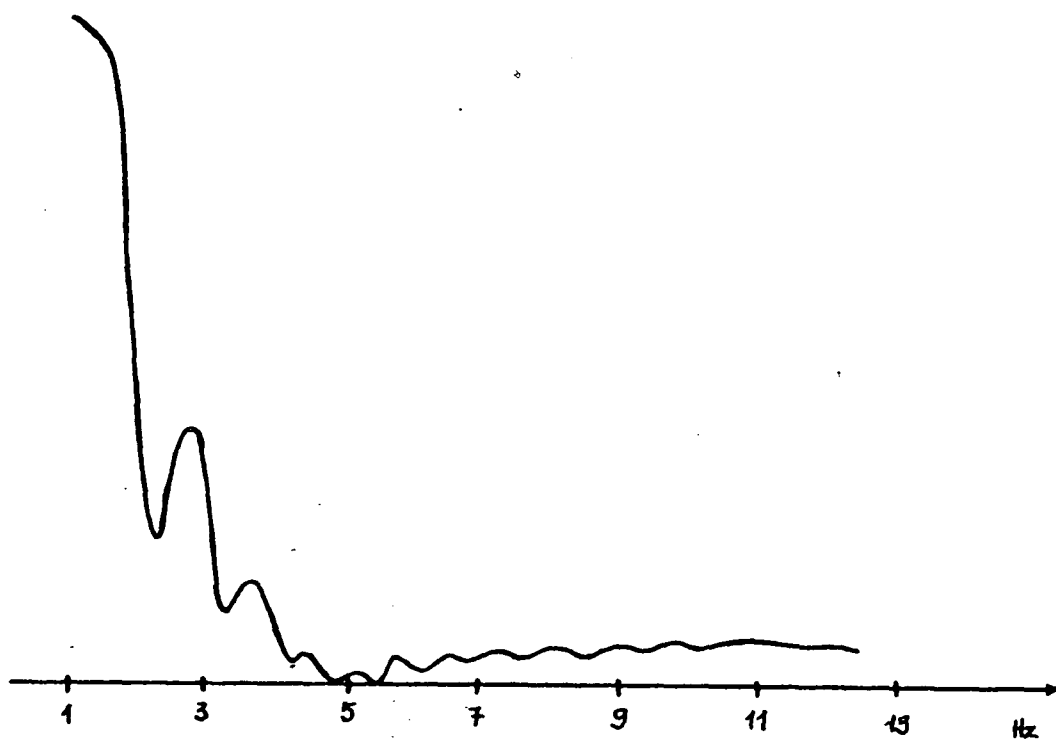
Második ábránk ugyanezen autokorrelogramból a gyors Fourier transzformáció módszerével meghatározott teljesítménysűrűség-spektrumot mutatja. Mivel az autokorrelogram 128 pontból állt, és a mintavételi idő 10 msec volt, a frekvenciatartományban a lépésköz megközelítőleg 0,78.

Egymásra helyezve a két ábrát, látható, hogy ez a görbe jól követi az előző görbe alakját a magas frekvenciákon, az 1-5 Hz-es szakaszon azonban lényegesen kevesebb információt ad.

Végül a módszerek elemzése mellett fontolóra kell vennünk, hogy mennyiben tudjuk hasznosítani a nyert eredményeket EEG analízáló rendszerünkben.

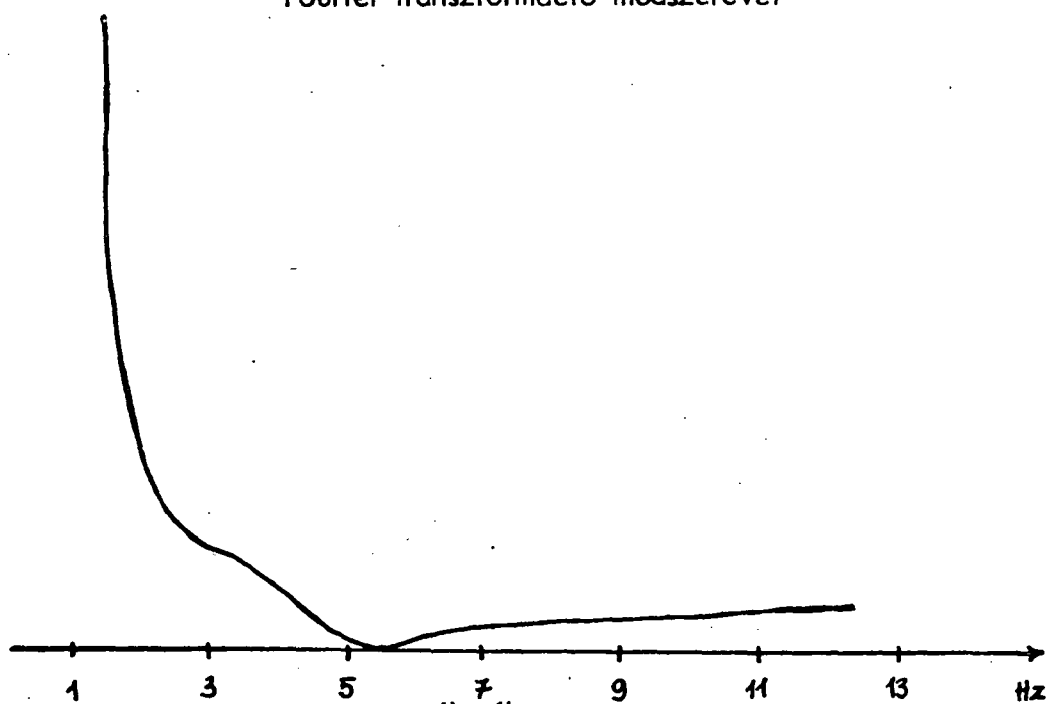
Nyilvánvaló, hogy a jelenlegi feltételek mellett nem lehet az EEG lefutásával egyidőben minden 1 perces szakaszból teljesítménysűrűség-spektrumot készíteni.

Célunk, hogy az EEG frekvenciaspektrumának analizálásával olyan következtetéseket nyerjünk, melyek tükrözik az alvás-ébrenlét ciklus pusztá stádiumbeosztását. Azt reméljük, hogy így sikerül tendenciákat meghatározni az egyes stádiumokon belül, és olyan információt nyerni, mely arra mutat, hogy az adott stádiumot egy meghatározott időn belül mely másik stádium váltja fel.



1. ábra

Teljesítménysűrűség-spektrum autokorrelogramból az "on-line"  
Fourier transzformáció módszerével



2. ábra

Teljesítménysűrűség-spektrum autokorrelogramból a gyors Fou-  
rier transzformáció (FFT) módszerével

Távközlési Kutató Intézet

Egy vektorkardiográfiai lényegkiemelésről

Kobzos László és Kisbán Sándorné

A QRS hurok számítógépes elemzésével kapcsolatban több probléma merült fel. Most ezek közül kettőről lesz szó.

1. Az EKG-t (háromelvezetési rendszert használva) egy négyváltozós függvénynek foghatjuk fel, azaz  $f = f(x, y, z, t)$ . Ennek ábrázolása és vizsgálata elég nehéz. A szokásos két módszer-nél az  $x(t)$ ,  $y(t)$ ,  $z(t)$  függvényeket, vagy az  $y$   $x(t)$  és a  $z$   $x(t)$  Lissajous hurkokat ábrázoljuk. Az első esetben a görbe térbeli me-nete, a második esetben a görbe időbeli menete nehezen látható. Ezért felmerülhet az a kérdés, hogy ezek a változók mennyire füg-getlenek egymástól.

2. Az időfüggvényeket vizsgálva rendkívül nagy változatos-ság tapasztalható a görbék menete között. Azaz például az egyik páciens első elvezetése  $+, -, +$ , a másiké pedig  $-, +$  előjelű, és ez nem mutat lényeges korrelációt a páciens állapotával. Ha a két QRS hurok térbeli képét megszerkesztjük, akkor előfordul, hogy a két görbe menete azonos, de más ténylecadokon fut keresztül, az-az a szív elektromos helyzete más. Ezen nagy változatosság a szá-mítógépes elemzést megnehezíti.

E két probléma megoldásához vizsgáljuk meg a QRS hurok különböző vetületeit.

Egy  $\underline{V}$  irányu vetülete egy  $\underline{E}(t)$  vektor-skalár függvény-nek a következő:

$$\underline{V}^T \cdot \underline{E}(t), \quad \text{ahol } |\underline{V}| = 1.$$

Ennek négyzete:

$$K(t) = \{V^x \cdot E(t)\} \cdot \{E^x(t) V\} = V^x \{E(t) \cdot E^x(t)\} V.$$

Integrálva egy időtartományra:

$$D = \int_a^b K(t) dt = V^x \cdot \int_a^b E(t) \cdot E^x(t) dt \cdot V.$$

Ez koordinátánként:

$$D = V^x \begin{Bmatrix} \int x^2 & \int xy & \int xz \\ \int xy & \int y^2 & \int yz \\ \int xz & \int yz & \int z^2 \end{Bmatrix} \cdot V = V^x \cdot M \cdot V.$$

Ennek a D mennyiségnek vizsgáltuk a szélsőértékeit. Ezt az M mátrix sajátérték - sajátvektor problémájának nevezik. A megoldás röviden a következő: kiszámítjuk a mátrix elemeit, az elemekből egy harmadfoku egyenlet együtthatóit kapjuk meg, ennek három (pozitív valós) gyökét ( $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$ ) behelyettesítve az  $M V_s = \lambda V_s$  egyenletbe, három  $V$  vektort kapunk. E három vektor egymásra merőleges (a sajátérték - sajátvektor probléma és megoldása bármely alapvető mátrixalgebrai könyvben megtalálható).

Ezután a  $V$ -eket abszolútértékükkel osztva három  $V$  egységvektort kapunk. A  $V$  vektor csak az irányt jelöli ki, értelmét a következőképp választjuk meg.

a.) A legkisebb  $\lambda$  sajátértékhez tartozó vektor értelme olyan legyen, hogy a  $z$  tengely irányából nézve a QRS hurok lefutása az óramutató forgásával azonos irányu legyen.

b.) A legnagyobb sajátértékhez tartozó vektor hegyesszöget zárjon be a maximális hosszú  $R$  vektorral.

c.) A közepes  $\lambda$ -hoz tartozó vektor értelme olyan, hogy a maximális, középső és legkisebb sajátértékhez tartozó sajátvektorokból alkotott determináns értéke +1.

A fenti eljárással kapott vektorok egységnyiiek, merőlegesek egymásra, tehát felfoghatók az eredeti koordináta-rendszer elforgatásaként.

Ebben a rendszerben az EKG görbe a következő:

$$G(t) = F \cdot E(t), \quad \text{ahol } F = \begin{pmatrix} V_M \\ V_k \\ V_m \end{pmatrix} \quad \begin{array}{l} M = \text{maximális} \\ k = \text{közepes} \\ m = \text{minimális} \end{array}$$

A fenti  $F$  mátrix 9 eleme 3 skalár változó függvénye (lásd: pl. (2) 271. old). Ezen skalár változók ( $\psi, \varphi, \varphi$ ) közül az első kettő a szokásos azimut, és eleváció, a harmadik a rotáció.

A rendelkezésre álló archiv anyagból 30 felvételt vizsgáltunk meg előzetesen.

Ezen kevés minta alapján az eredeti problémákra a válasz a következő:

1.) Ezen transzformációt alkalmazva látszik, hogy a  $G(t)$  függvény aránylag kicsi. Ezt támasztják alá a  $\lambda$  és  $\lambda$  sajátértékek is, melyek két nagyságrenddel eltérnek egymástól. A sajátérték a görbe négyzete alatti terület - az elforgatott rendszemél. Tehát a QRS hurok első közelítésként sík görbének tekinthető. Ezzel a négyváltozós problémát háromváltozósra csökkentettük. Természetesen ennek jogossága esetenként mérlegelendő. A fentieket illusztrálja az 1. ábra felső három-három, transzformált görbéje.

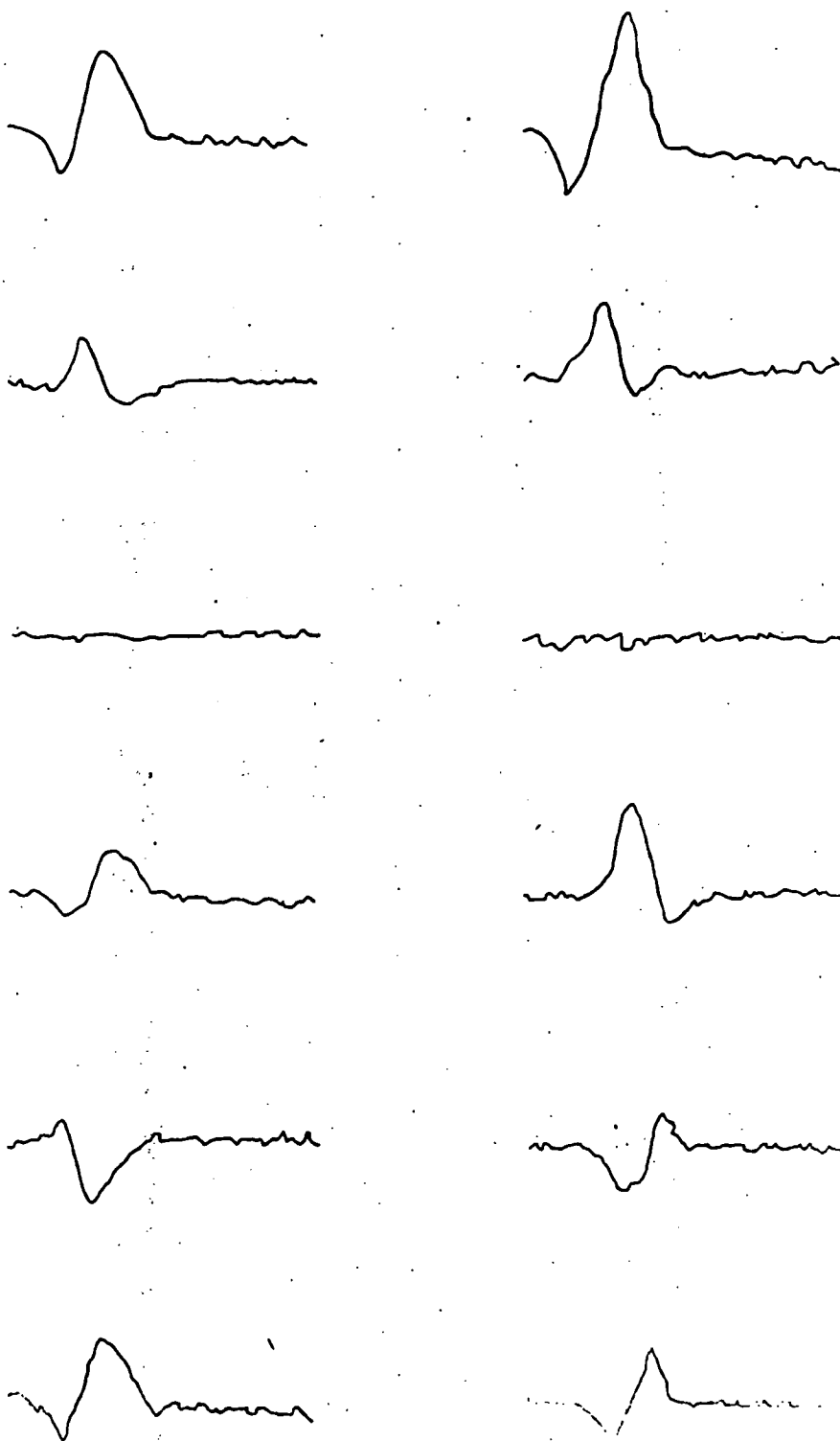
2.) Az időfüggvények változatossága lényegesen csökken a transzformáció után.

A  $G_z(t)$  aránylag kicsi, bár a pontos vizsgálatoknál természetesen nem elhanyagolhatóan.

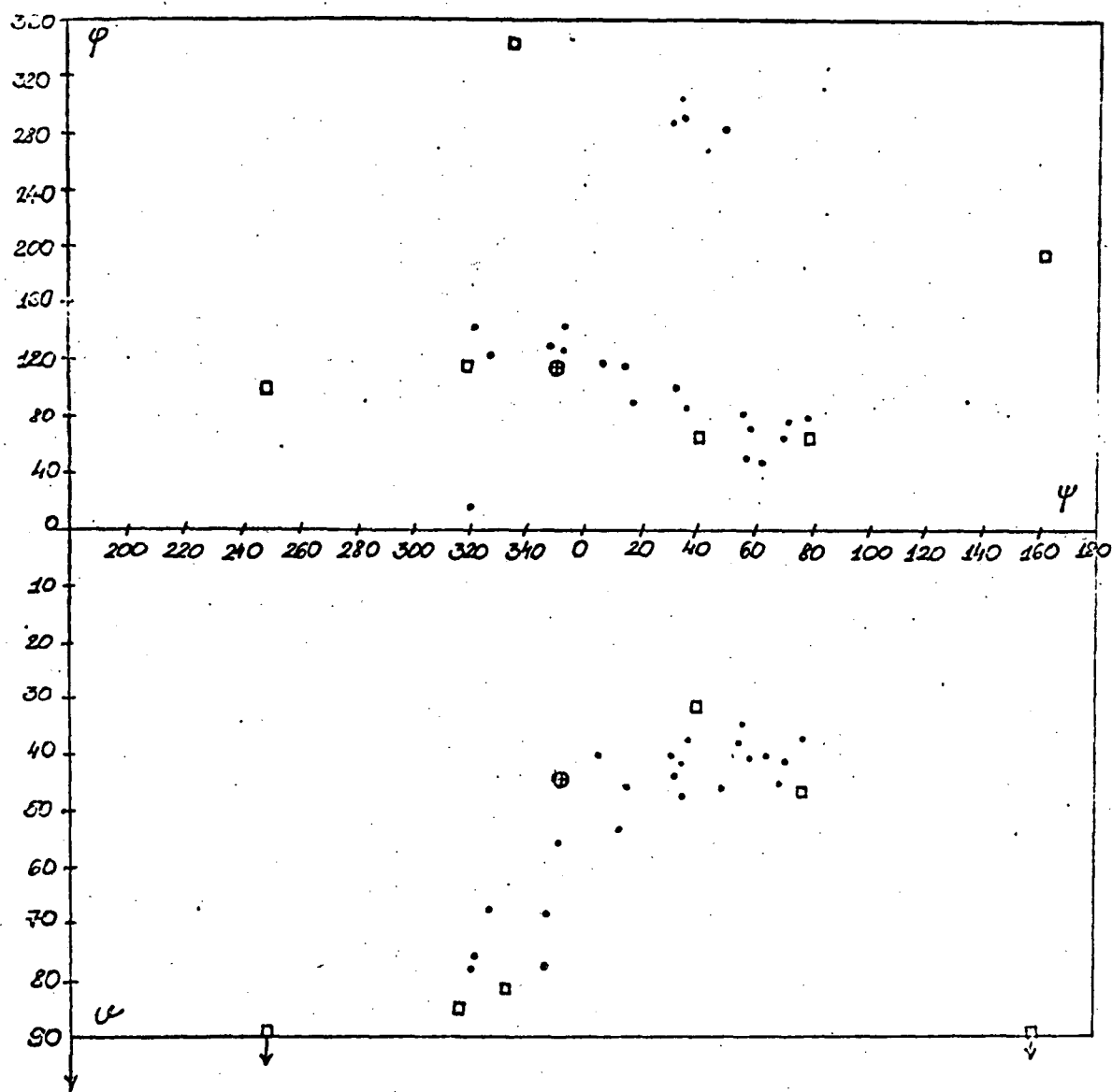
A  $G_x(t)$  - mivel az  $x$  tengely kis szöget zár be a maximális hosszú vektorral - éles pozitív maximumot mutat.

A  $G_y(t)$ , mivel a forgásirány az óramutató járásával egyező,  $0, +, 0, -, 0$  menetű.

Az eredeti változatos görbékből tehát három skalár ( $\psi, \varphi, \varphi$ ) paramétert és három - viszonylag egyszerű menetű - időfüggvényt kaptunk. Az 1. ábra alsó részén két eredeti, a felső részén pedig a két transzformált görbét ábrázoltuk.







2. ábra

A három skalár paramétert a szokásos ábrázológeometriai két képsíkos rendszerben ábrázoltuk a 2. ábrán. Itt egy pont két vetülete szerepel. A pontok egészségeseket, a négyzetek ischémias eseteket, a kereszt pedig egy szivbillentyűhibás esetet jellemez. Ezen kevés anyag alapján is látható, hogy :

A.) Az egészségesekre jellemző szögértékek elég különbözőek.

B.) Két pont két koordinátája lehet közel azonos, míg a harmadik ( $\psi$ ) koordinátákban erősen eltérhetnek. (Pl.: a  $\psi = 340^\circ$  - nál lévő négyzet.)

C.) Az egészségesek szórása kisebb, mint a betegeké.

D.) Az egészségesek és betegek szögei közel azonosak lehetnek.

A fentiekből levonható az a következtetés, hogy a három szög a diagnózis szempontjából jelentős információt hordoz magában, de nyilvánvalóan nem az összeset.

Megjegyzés : (1)-ben részben hasonló problémát vizsgáltak. A cikkben azonban sajnos nem szerepel a vektor (csak  $V_m$ ) meghatározásának módszere, és a kitűzött cél ott nem a vizsgálat egyszerűsítése, hanem a diagnosztizálás.

#### Irodalom

1. Pipberger, H.V., Carter, T.N.: Analysis of the Normal and Abnormal Vectorcardiogram in Its Own Reference Frame, Circulation 25 : 827 (1962.)
2. Bronstejn, I.N., Szemengyajev, K.A.: Matematikai Zsebkönyv, Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1963.

Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola  
Számítástechnikai Tanszék

Mintafelismerő algoritmus

Molnár Ervin, Ivanyos Lajos, Tóth János és Kóré László

A KKVMF Számítástechnikai Tanszékén 1971 óta foglalkozunk biológiai jelek (elsősorban EEG és izopotenciál jelek) számítógépes kiértékelésével. Eddigi kutatómunkánkat hármas cél jellemezte. Ezek a következők:

- a.) a szükséges hardware megteremtése,
- b.) az egyes biológiai jelek jellemző paramétereinek meghatározása,
- c.) a szükséges software megteremtése.

Az egyes kutatási témákon jórészt egyidejűleg dolgoztunk, és eredményeinkről az (1), (2), (3), (4) irodalom számol be. Pillanatnyilag a jelfeldolgozás legfontosabb hardware eszközei (A/D átalakítók, plotter-vezérlés, digitális input-output perifériák, stb.) rendelkezésünkre állnak, és a hardware-eszközök elkészítésével egyidőben kidolgoztuk az egyes perifériák kezeléséhez szükséges alapsoftware-t is (5), (6). Ez a software-rendszer a TPA-i kisszámítógépre épül.

A hardware elkészítésével közel azonos nagyságrendű probléma az egyes biológiai jelek orvos számára jelentéssel bíró paramétereinek kiválasztása, ami főleg a mérés technikai nehézségek és a nem egységes orvosi vélemény miatt bonyolult. Munkánk során számos jelet statisztikai kiértékelésnek vetettünk alá, és a kapott eredményeket szakorvosok bevonásával vizsgáltuk át. Ily módon sikerült a vizsgált paraméterek számát elfogadható szintre csökkenteni. Ebben a dolgozatban egy jelkiértékelést megkönnyítő új algoritmusról kívánunk beszámolni.

Az ismertetésre kerülő algoritmus a mintafelismerő algoritmusok

csoportjába tartozik. A mintafelismerő algoritmusok a lényegkiemelő-osztályozó algoritmusokkal előállított vagy a felhasználó által megadott mintát (jelsorozatot) az adatsorozat egyes részhalmazaihoz hasonlítják, és az algoritmustól függő hibafeltétel teljesülése esetén jelzik a két minta - valószínűségelméleti értelemben vett - egyezőségét. A mintafelismerő algoritmusok a biológiai jelek vizsgálatánál számos előnyös tulajdonsággal rendelkeznek:

- mivel a biológiai jelek kiértékelésének első (és pillanatnyilag legjelentősebb) fázisa a vizuális kiértékelés, ezért a kiértékelő személyben az adott tünetcsoportokra jellemző jelalakok rögződnek. Ezek a jelalakok a számítógépes kiértékelés kiinduló adataként hasznosíthatók,
- a keresett minta ismerete folytán már előre sejtjük a várható eredmény jellegét, és ez a feldolgozás állandó kontrollálhatóságát eredményezi,
- a komplex jelek részenként elemezhetők (az egyes részeket minta gyanánt használva) és így a jel jellegzetes szakaszai jól definiált paraméterű (időtartam, gyakoriság, amplitúdó, felfutási idő, stb.) görbékkel helyettesíthetők.

A mintafelismerési módszerek hátrányaként két tényezőt kell megemlítenünk:

- az algoritmusok általában nagyon időigényesek, ami gyors számítógépek vagy assembly-szinten írt, futási idő szempontjából optimalizált programok alkalmazásával javítható,
- a szubjektív tényezőkből adódó torzulások (nem jellegzetes vagy hamis minták kiválasztása) veszélye, ami nagy tapasztalattal rendelkező orvosok bevonásával, ill. nagy gonddal (lehetőség szerint számítógépes előfeldolgozással) előállított minták felhasználásával csökkenthető.

Az általunk kidolgozott mintafelismerő algoritmus alapja, hogy az  $n$  elemből álló  $y_i$  mintasorozathoz és a feldolgozásra kerülő jelből kiválasztott  $n$  elemű  $x_i$  adatsorozathoz hozzárendeljük az

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

/1/

összefüggéssel definiált hasonlóság-mértéket. Az összefüggésben szereplő  $\bar{x}$  és  $\bar{y}$  az adat- és mintasorozat elemeinek számtani középértékét jelenti. Az /1/ összefüggés formailag megegyezik az empirikus korrelációs együtthatót definiáló összefüggéssel, és az  $r$  hasonlóság-mérték tulajdonságai is nagymértékben hasonlóak a korrelációs együttható tulajdonságaihoz. A két fogalom teljes egyezőségét az  $x_i$  és  $y_i$  értékek valószínűségi változó voltának értelmezésével kapcsolatos problémák (és ebből adódóan az  $r$  paraméter eloszlására tett kikötések teljesíthetlensége) miatt nem mondhatjuk ki. A mintát és a jelsorozatból kiválasztott szakaszt hasonlóknak tekintjük, ha

$$|r| > \xi(n), \quad /2/$$

ahol  $\xi(n)$  a mintaszámtól függő, 1-nél kisebb értékű állandó. Nyilvánvaló, hogy ideális esetben (tökéletesen megegyező minta- és adatsorozat esetén)  $r = 1$ , viszont minden más esetben  $r < 1$ . Mi, vizsgálatainknál, elegendőnek tartottuk a /2/ egyenlőtlenség teljesülését, és ilyen esetekben az adatsorozatot a mintához hasonlóknak tekintettük. A hasonlóság annál nagyobb, minél jobban megközelíti  $r$  értéke az egységet.

Az algoritmus kidolgozásánál fontos szempont volt, hogy az  $r$  paraméter kiszámítása a lehető legkevesebb időt igényelje. Ezért a kiinduláskor megadott  $n$  elemű  $y_i$  mintasorozatot az

$$Y_i = \frac{y_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n \left( y_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \right)^2}} \quad /3/$$

transzformációval átalakítottuk. Az  $u_j$ ,  $Y_i$  elemekből álló minta előnye, hogy

$$\bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i = 0, \quad \text{és} \quad /4a/$$

$$S_Y = \sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2} = 1 \quad /4b/$$

Igy, a transzformált minták felhasználásával, az /1/ összefüggés az

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}} \quad /5/$$

egyszerűbb alakra hozható. Az /5/ tovább egyszerűsödik, ha a nevezőben, a négyzetgyök alatti kifejezést átalakítjuk és a számlálót felbontjuk. Az így kapott végső, futási idő szempontjából optimális összefüggés

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n x_i Y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{1}{n} \left( \sum_{i=1}^n x_i \right)^2}} \quad /6/$$

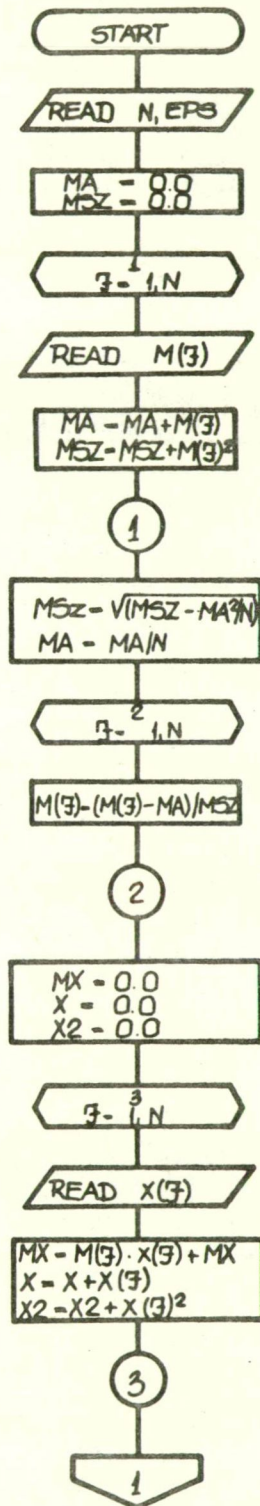
alakú lesz.

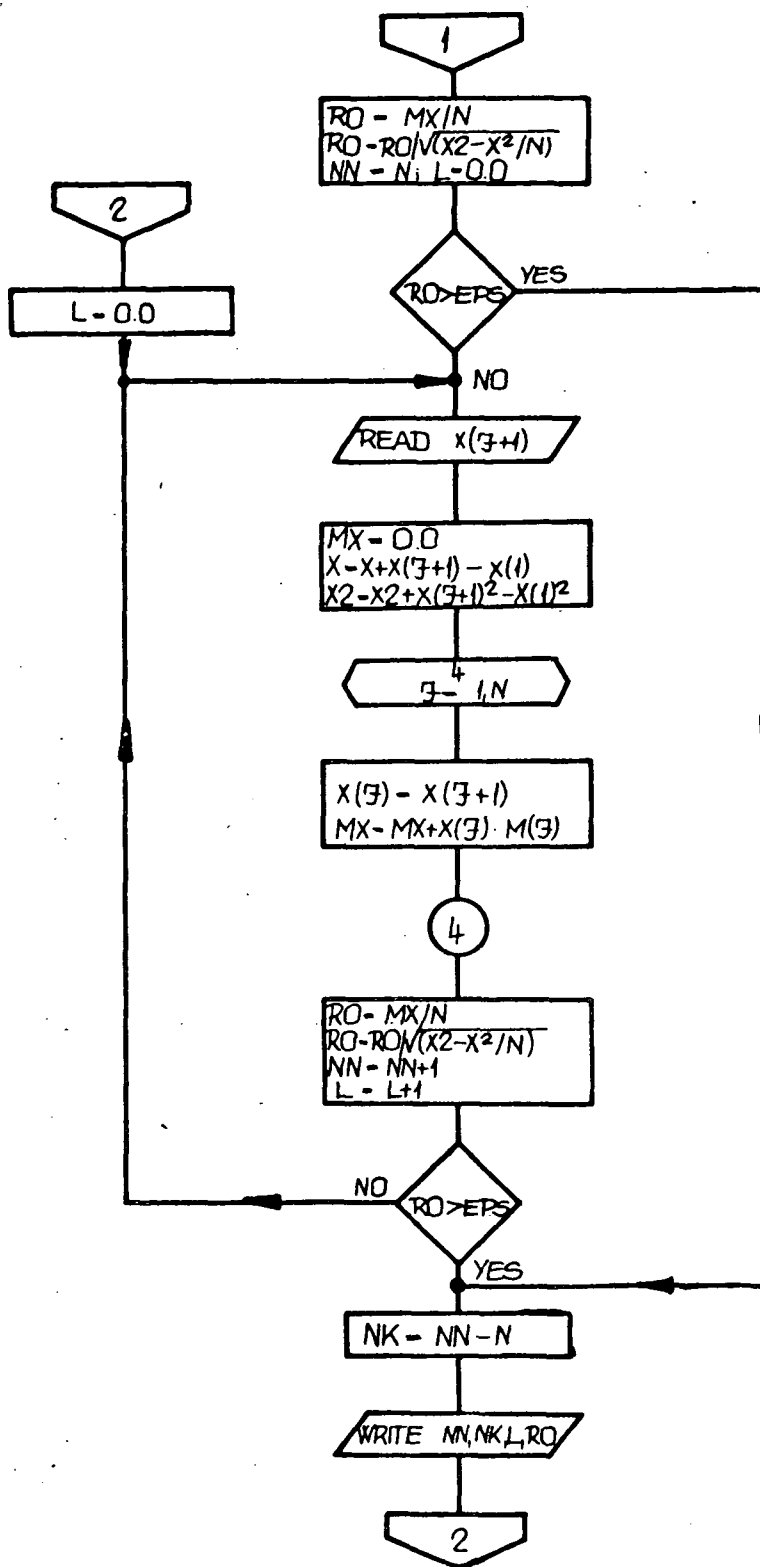
#### Az algoritmus gyakorlati megvalósítása

Az algoritmust kétféle programváltozattal valósítottuk meg. Mindkét változat lényegileg megegyezik, blokkvázlatuk az 1/a, illetve 1/b. ábrán látható.

Az első változat FOKAL konverzációs programnyelven íródott. Ezt a változatot az algoritmus kipróbálásához, finomításához és futási idő optimalizálásához használtuk. A FOKAL nyelvű program 8 K operatív táru TPA-i számítógépen fut, gyors szalagolvasóból és kezelői írógépből álló (alapkiépítésű) gépet igényel, és lyukszalagon adott jelek off-line kiértékelésére alkalmas.

A második változat a már kellően kipróbált algoritmus assembly nyelvű variánsa, amely az időközben felmerült speciális







igények (pl. közvetlen A/D konverter kezelés, tetszőleges input-output periféria kiválasztása, stb.) kielégítésére alkalmas. Ez a program jelenleg a belövés stádiumában van, helyfoglalása kb. 3000 gépi szó (a minta és a feldolgozás alatt álló jelszakasz tárolóterület igénye nélkül), és input-perifériaként LABORHIBRID-et, CAMAC-ot, gyorsolvasót, mágneslemezt vagy mágnesszalagot használhat. A program megírásakor minimális futási időre törekedtünk, és ezt a program speciális szervezésével, valamint a mindenkor adatformátumhoz illeszkedő egy- vagy kétszavas, fixpontos aritmetikai rutinok mutatják, hogy ez a program nem túlságosan nagy (128 vagy esetleg 256 minta  $\cdot \text{sec}^{-1}$ ) mintavételi frekvencia és kis elemszámú minta esetén on-line feldolgozásra is alkalmas lesz.

A programváltozatok blokkvázlata 5 fő részre osztható. A programok  $n$  elemű minta esetén az első  $n$  db adat beolvasása után a további adatokat egyenként kéri be, ezzel mintegy végigcsusztatják a mintát a feldolgozandó adatsorozaton.

A blokkvázlat főbb részei a következők:

- I. A minta elemszámának ( $N$ ) és a hasonlóságra jellemző mérték alsó határának (EPS) beolvasása után az eljárás beolvasa a minta  $N$  elemét és ezzel egyidőben kiszámítja a

$$\sum_{i=1}^n y_i, \quad \text{illetve} \quad \sum_{i=1}^n y_i^2$$

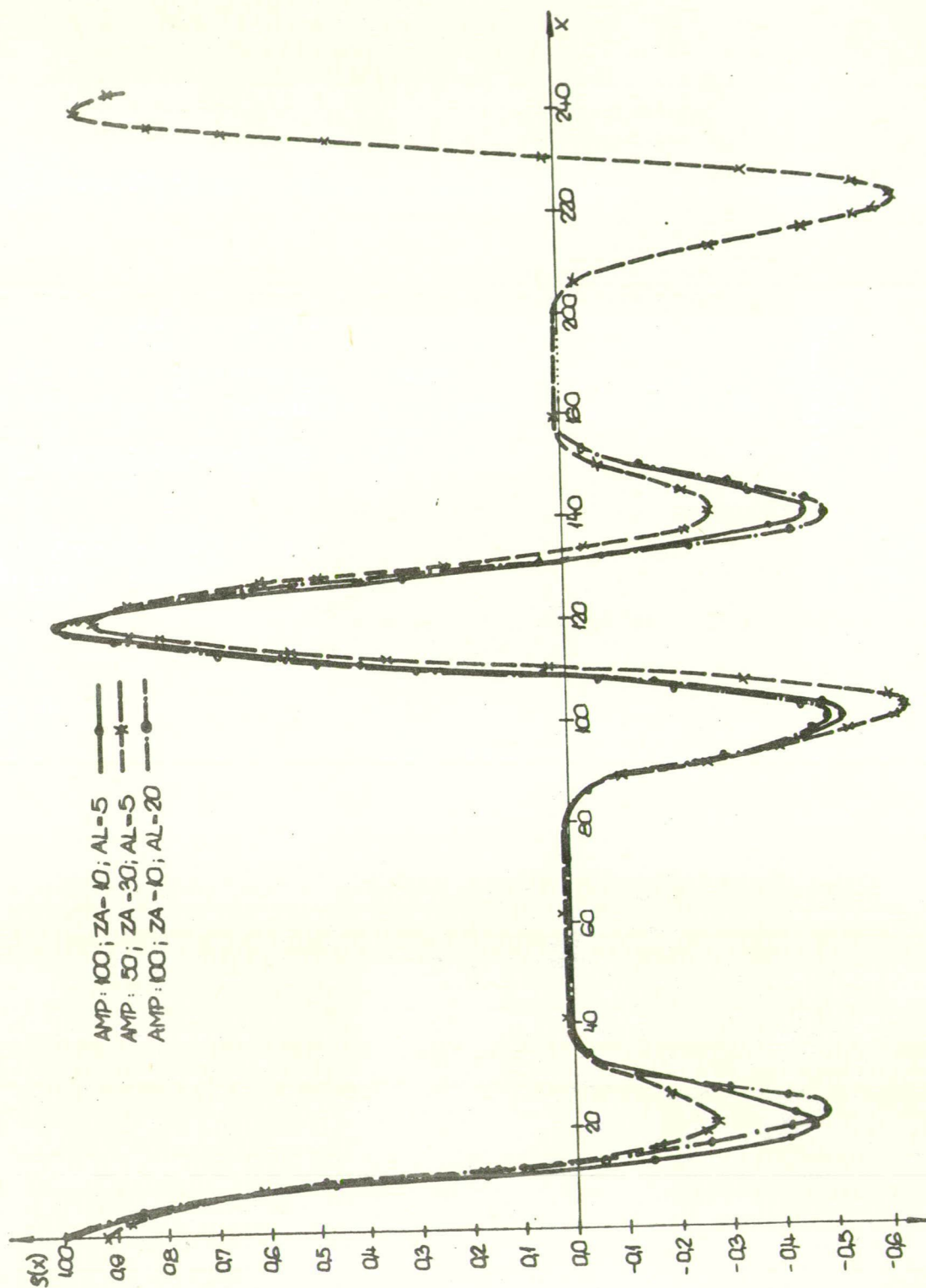
értékeket.

- II. A minta elemeinek a  $/3/$  összefüggéssel megadott transzformációja.

- III. Az első  $N$  db adat beolvasása, valamint a

$$\sum_{i=1}^n x_i, \quad \sum_{i=1}^n x_i^2 \quad \text{és} \quad \sum_{i=1}^n x_i y_i$$

alakú összegek kiszámítása után ez a programrész kiszámítja az  $r$  értéket, és összehasonlítja EPS értékével.



2. ábra

IV. A következő  $r$  paraméter kiszámítása a már meglévő

$$\sum_{i=1}^n x_i \text{ és } \sum_{i=1}^n x_i^2$$

módosításával (az első elem járulékának elhagyásával és az  $n+1$ -edik elem járulékának figyelembevételével) és a

$$\sum_{i=1}^n x_i Y_i \text{ típusu}$$

összeg újbóli kiszámításával.

V. Az eredmények kiírása. A program a /2/ feltétel teljesülésekor kiírja a mintához hasonló szakasz mintaszámában megadott kezdő- és végértékét, az előző kiírás óta feldolgozott adatok számát, valamint az  $r$  paraméter értékét.

#### Az algoritmus felhasználásával kapott eredmények

I. Az algoritmus kipróbálásához az

$$y_i = a_0 + a_1 z_i ; (0 \leq i < 40 \text{ és } 80 < i \leq 120), \quad /7a/$$

ill.

$$y_i = a_0 + a_1 z_i + a_2 \sin\left(\frac{2\pi}{40} i\right); (40 \leq i \leq 80) \quad /7b/$$

összefüggéssel generált jeleket használtuk (ahol  $y_i$  az  $i$ -edik minta-elem,  $a_0$  az alapvonal eltolódás,  $a_1$  a zajamplitudó,  $z_i$  egyenletes eloszlású véletlenszám-generátorral előállított, nulla és egy közé eső szám és  $a_2$  a jelamplitudó). A mintát a jel egy 120 elemű periódusa alkotta. A vizsgálatokat különböző  $a_0$ ,  $a_1$  és  $a_2$  paraméterekkel végeztük. Az  $r$  paraméter mintaszám függvényében mért értékének egy szakaszt a 2. ábra mutatja.

A vizsgálatok eredményeit a következőkben összegezhettük:

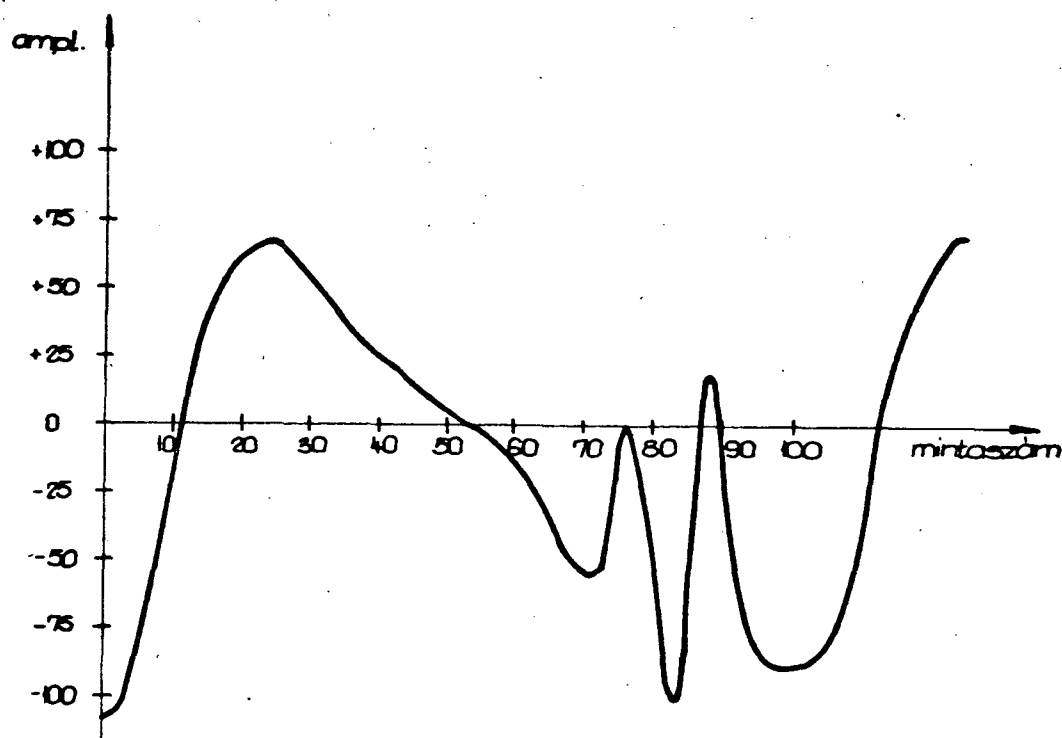
a.) A mintaszám függvényében mért  $r$  paraméter a jel 120 mintás periódushosszának megfelelően periódikusan változik, és az  $r$  értéke független a minta- és az adatsorozat amplitúdóinak arányától.

b.) Az  $r$  paraméter pozitív csúcsai zaj nélküli esetben ( $a_1 = 0$ ) egy értékűek, és a jel periódushosszának egészszámu többszöröseinél helyezkednek el.

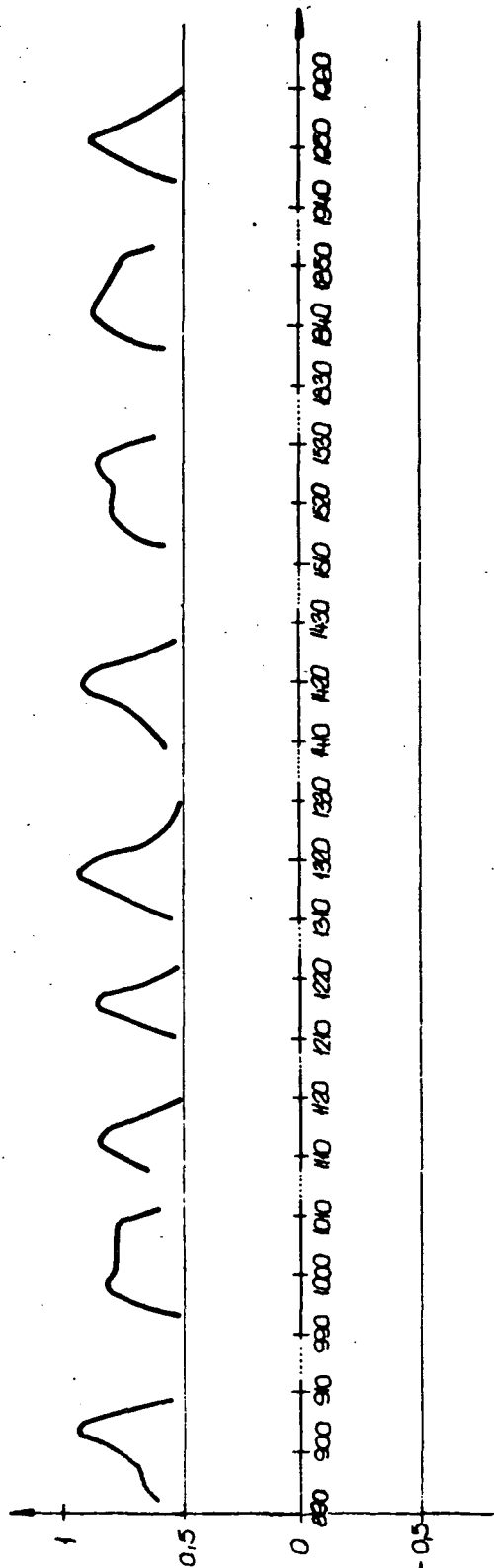
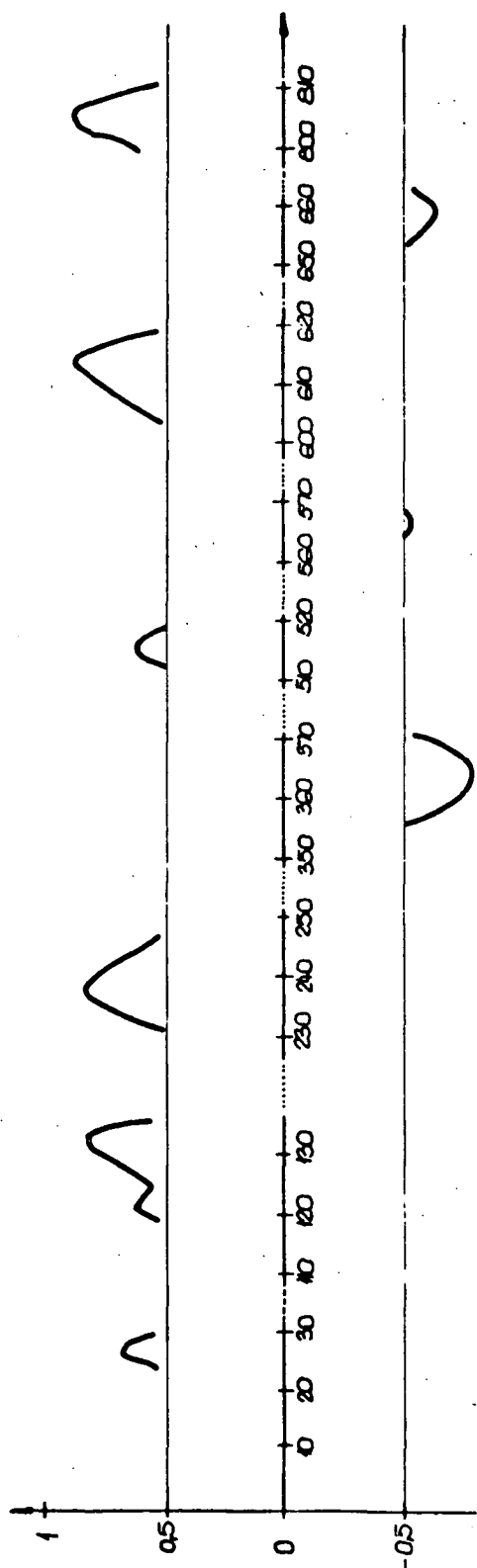
c.) Mint elméletileg várható volt, az alapvonal eltolódás ( $a_0$ ) nem befolyásolja  $r$  értékét.

d.) Zaj hatására az  $r$  paraméter pozitív és negatív csúcsainak amplitúdója csökken, de ez a csökkenés viszonylag nagy jel/zaj viszony esetén ( $\text{SNR}=10$ ) nem túl jelentős (a pozitív csúcsok 0,98-nál nagyobbak adódtak). Kis jel/zaj viszony esetén ( $\text{SNR}=1,66$ ) az  $r$  érték csökkenésével együtt a csúcsok helyzete is eltolódik, és az eltolódás mértéke a zajamplitúdó növelésével növekszik.

e.) A nulla jelamplitúdójú zajos jelhez hasonlított minta esetén az  $r$  értéke jó közelítéssel nulla (0,05-nél kisebb).

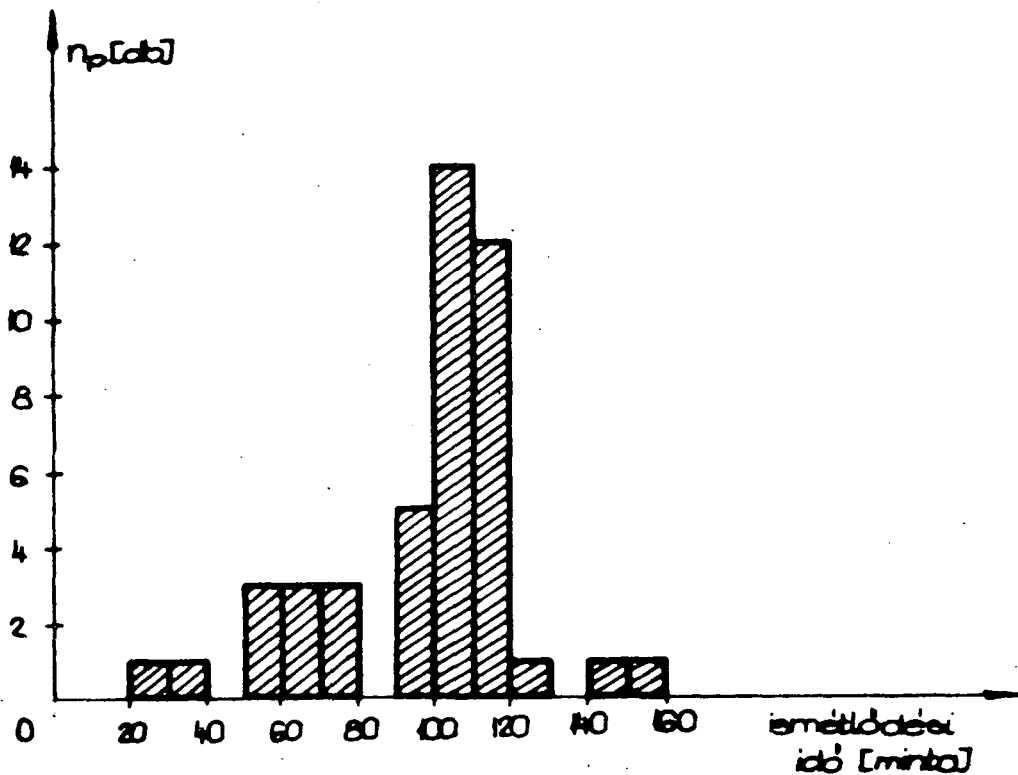


3. ábra



4. ábra

II. A program szinusz-hullámu jelekkel történő kipróbálása után a programmal feldolgoztuk Dr. Tomka Imre (Országos Idegsebészeti Tudományos Kutatóintézet) egyik EEG felvételét. A feldolgozáshoz olyan felvételt választottunk, amelynek regisztrátumán és digitalizált változatának számítógépes visszarájzolásával kapott ábráján a 3. ábrán látható jelhez hasonló, periódikusan ismétlődő jeleket találtunk. A periódikusan ismétlődő jelekből egy idealizált (a zaj okozta ingadozásokat nem tartalmazó, viszonylag sima lefutású) 100 elemű mintát készítettünk, és ezt a 32 sec időtartamu, lyukszalagon rögzített, 256 minta/sec mintavételi frekvenciával digitalizált felvételekhez hasonlítottuk. A hasonlóság  $\varepsilon$  alsó korlátját 0,5 értékűnek választva megvizsgáltuk az  $|r| > 0,5$  értékű csúcsok nagyságát és eloszlását. Az  $r$  paraméter  $\varepsilon$  korlát fölé eső, mintaszám függvényében felvett értékeit a 4. ábra mutatja (az ábra a felvételnek csak egy kis szakaszát tartalmazza). A 4. ábrán látható csúcsok ismétlődési idejének eloszlását az 5. ábra mutatja.



5. ábra

A teljes, 32 sec-os felvétel feldolgozásával kapott átlagos ismétlődési idő:

$$T_a = 115 \pm 7 \text{ minta} = 0,44 \pm 0,03 \text{ sec.}$$

Ez az érték jól egyezik a vizuális kiértékeléssel kiválasztott 100 elemű (kb. 0,4 sec hosszúságú) mintával. Az ismétlődési idők közül néhány nagyon nagy (T  $\geq$  200 minta) vagy nagyon kicsinek (T  $\leq$  60 minta) adódott. A kis és nagy ismétlődési idejű csúcsok környezetét a jel kirajzoltatott ábráján megnézve azt tapasztaljuk, hogy a nagy ismétlődési idejű szakaszon a zaj a jelet teljesen felismerhetetlenné tette. A kis ismétlődési idejű csúcsok általában párosával fordulnak elő, és a pár egyik csúcsához negatív r érték tartozik. Ilyen esetekben a visszarájzoltatott felvételen a mintához hasonló jel egy részét a zaj elnyomta. Számos esetben a mintafelismerést az A/D átalakító tulvezérlődése tette bizonytatlanná.

Az eddigi vizsgálataink célja a mintafelismerő algoritmus kipróbálása és az r paraméter értékéből, ill. eloszlásából kinyerhető információ meghatározása volt. Mint az eredményekből látszik, a program elsősorban

- egyedi jelek detektálására és
- periódikus jelek ismétlődési idejének meghatározására alkalmas.

A mintafelismerés biztonságát a következőkben

- software uton megvalósított digitális aluláteresztő szűrő beépítésével,
- a kiinduló mintát előállító lényegkiemelő algoritmus alkalmazásával és
- a mintafelismerés adaptívva tételével (a lényegkiemelés és mintafelismerés összevonásával)

kivánjuk javítani. A digitális szűrő és lényegkiemelő algoritmusok megvalósítása már folyamatban van, és a mintafelismerő algoritmus-hoz csatolásukat a kipróbálásuk után tervezzük.

A meglévő (ill. a későbbiekben a fentiek szerint módosított) mintafelismerő algoritmust az eddigi EEG-jel kiértékelési munka

(7), (8) folytatásaként, elsősorban a K-komplexum automatikus, on-line érzékelésére kívánjuk felhasználni.

További célunk az algoritmus elektromiográfias jelek kiértékelésénél történő felhasználása. Ezt a vizsgálatot a Lindström-Broman-féle (9) izomrost-modell analóg számítógépes modellezésével és az analóg számítógép szolgáltatta megoldások mintakénti felhasználásával kívánjuk végrehajtani. A vizsgálatok hardware eszközeinek kidolgozásához (az analóg számítógép és a TPA-i illesztéséhez) már hozzákezdünk. A vizsgálatok során a modell érvényességét akarjuk ellenőrizni, és szeretnénk meghatározni a modellben szereplő paraméterek értékét.

### Összefoglalás

A Tanszékünkön kidolgozott mintafelismerő algoritmus és annak számítógép-programja jellegzetes jelsorozatokot tartalmazó adatok vizsgálatára alkalmas. A program kipróbálása biztató eredményekkel járt, ezért a programot a közeljövőben az EEG-jel kiértékelési munkában, a későbbiekben pedig a miográfias felvételek vizsgálatánál kívánjuk felhasználni. Az eddigi eredmények utmutatást adnak a program továbbfejlesztéséhez is, és az így elért eredményeinkről az elkövetkező időszakban fogunk beszámolni.

### Irodalom

- (1) Ivanyos L.: TPA-i kisszámítógép alkalmazása orvosi mérések adatainak kiértékelésére. 3. Neumann Kollokvium, Szeged, 1972.
- (2) Tóth J.: A LABORHIBRID komplex periféria felhasználási lehetőségei az orvosi, biológiai és pszichológiai kutatásban. KKVMF Tudományos Ülésszaka, 1973.
- (3) Ivanyos L., Tóth J., Molnár E.: Az 1001 TPA-i LABORHIBRID rendszer alkalmazása az EEG-jel feldolgozásban. Magyar EEG Társaság XVII. évi Tudományos Ülése, Szekszárd, 1973.
- (4) Tóth J., Molnár E.: LABORHIBRID elnevezésű komplex periféria orvosi műszerek és számítógép közvetlen kapcsolatának megteremtésére. Orvos és Technika, 12.k., 6.sz., 1974.
- (5) Molnár E.: A FOKAL programnyelv kibővítése analóg és digitális adatgyűjtési, illetve vezérlési feladatok elvégzésére. KKVMF Tudományos Ülésszaka, 1973.



- (6) Molnár E., Ivanyos L., Tóth J.: Konverzációs software  
LABORHIBRID - TPA-i kissetítőgépés rendszerre. 4. Neumann Kollokvium, Szeged, 1973.
- (7) Ivanyos L., Tóth J., Tomka I.: Alvás közben készült EEG  
felvétel impulzuspektrumának vizsgálata TPA-i számítógép-  
pel. Magyar EEG Társaság XVIII. évi Tud.Ülése, Szeged,  
1974.
- (8) Tomka I., Ivanyos L., Tóth J.: EEG-jelek számítógépés ki-  
értékelése. III. Orvostechnikai Konferencia, Budapest, 1974.
- (9) Lindström, L., H. Broman : A model describing the power  
spectrum of myoelectric signals. Res. Lab. Medical Electro-  
nics, 1973., 5., 1974. 8., 9.



Számítástechnikai Koordinációs Intézet

Programrendszer sztochasztikus folyamatok vizsgálatára

Czeglédi Péter

Az elektronikus számítógépek elterjedésével egyre szélesebb körben nyílik lehetőség véletlenszerű, vagy annak tekinthető folyamatok kvantitatív leírására. A kísérleti orvostudományban ilyen alkalmazási terület kínálkozik EEG és EMG jelek kiértékelése során, ahol a görbealakok jellemzésére zárt alakú matematikai kifejezések nem alkalmasak, s ezért a matematikai statisztika módszereihez kell folyamodni.

A programrendszer felállításának szükségessége az Erfurti Orvosi Akadémia ERG laboratóriuma és az Ilmenai Műszaki Egyetem Orvosi Technika és Bionika tanszékének az objektív perimetria kifejlesztésére irányuló, több éves együttműködése keretében merült fel, célja az emberi EEG és vizuálisan kiváltott potenciálok vizsgálatának megkönnyítése volt. Az alkalmazási terület tehát már a rendszerterv kialakításakor adott volt, ugyanakkor a követelmények elég tágak voltak ahhoz, hogy olyan általánosan használható programcsomag kerüljön kialakításra, amely mentes az adott kísérleti körülményekből származó korlátozásoktól. E két szempont figyelembe vételével a programok először az Ilmenai Műszaki Egyetem R-300 típusú számítógépére készültek el ALGOL-60 programozási nyelven, s az első számításon is itt került sor. A tervezett átfogó analízishez szükséges számítások nagy száma és a becsült gépidőigény nagysága miatt a programot át kellett tenni a VEB Leuna Werke "Walter Ulbricht" vegyikombinát CDC 3300 típusú számítógépére, ahol a programrendszer tetszőleges eredetű sztochasztikus folyamatok vizsgálatára alkalmas formában készült el az USASI FORTRAN MASTER felhasználásával.

Az első gyakorlati alkalmazást az adott kísérleti körülményeknek megfelelően az Erfurti Orvosi Akadémia ERG laboratóriumában két páciensről nyert megfigyelések analízise jelentette, amelynek célja az alábbi problémák tisztázása volt:

- mennyiben tesz eleget az EEG azoknak a feltételeknek, melyek bizonyos eljárások alapjául szolgálnak (stacionaritás, ergodicitás),
- milyen eredményt szolgáltat az adatelőkészítés vizuálisan kiváltott potenciálok visszanyerésében, s mely módszerekkel lehetséges a hasznos jel kiszűrésének hatékonyságát javítani,
- azonosíthatók-e az EEG-ben a kiváltott potenciálok által létrehozott statisztikai változások, illetve mennyiben alkalmasak kiváltott potenciál jelenlétének az averaging-eljárás nélküli detektálására.

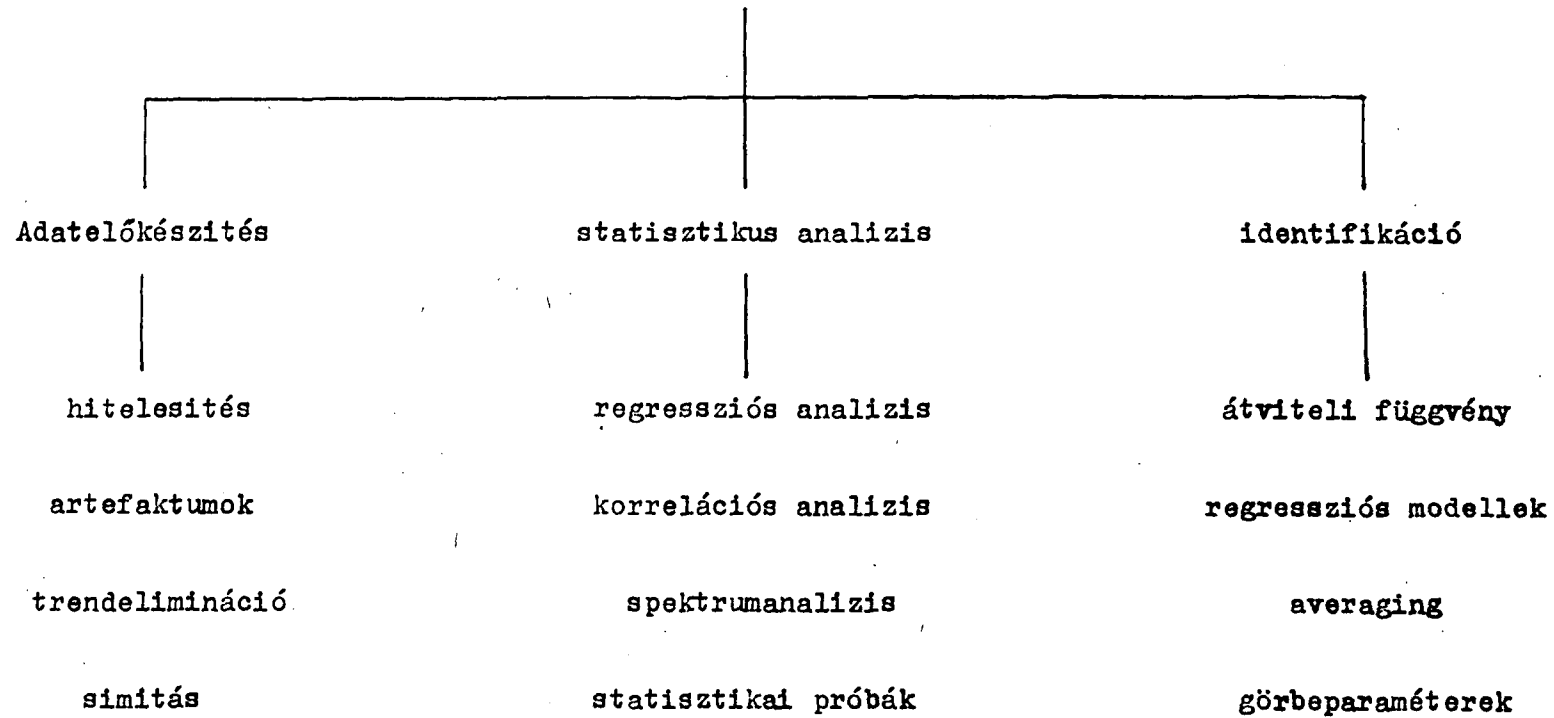
E kérdésekre nem alapvetően új módszerekkel, hanem ismert eljárások ésszerű alkalmazásával igyekeztünk választ adni. A feladat kidolgozásához az alábbi adatelőkészítő és analízáló programok álltak rendelkezésre (1. ábra).

A tulajdonképpeni számítások megkezdése előtt még gondos kísérlettervezés esetében is szükség van a feldolgozandó adatok előkészítésére, hogy a hibás megfigyelések téves következtetésekhez ne vezessenek. Ebben a fázisban gyakran van szükség a mért értékek hitelesítésére, artefaktumok felismerésére és kiküszöbölésére. Abban az esetben, ha a nullaszint változása nem minősül információhordozó paraméternek, vagy kifejezetten külső zavarás eredménye, trendeliminációt kell alkalmazni. Mind a zajos háttérből visszanyert, mind a mérési pontatlanság miatt torzított jelek esetében kívánatos azok tisztázása, melyre simítóprogram használható fel.

A rendszer tulnyomó részét természetesen az analízáló programok képezik, amelyek két csoportra oszthatók. Az első csoport az alábbi statisztikai jellemzők meghatározására alkalmas:

- átlagérték és hibája
- szórás, variancia
- medián
- minimum- és maximumértékek
- lineáris korrelációs koefficiens
- hisztogram (normáloszlás esetére annak paraméteres jellemzésével)

Programrendszer stohasztikus folyamatok vizsgálatára



1. ábra

- nullátmenet-eloszlás
- autokovariancia- és autokorrelációs függvény hibabecsléssel
- keresztkovariancia- és keresztkorrelációs függvény hibabecsléssel
- spektrális autoteljesítményspektrum
- spektrális keresztteljesítményspektrum
- kovarianciafüggvény
- Fourier - transzformált
- inverz Fourier - transzformált.

A transzformációk elvégzésére a gyors Fourier - transzformáció egy redukált memóriaigényű változata (1) szolgál. A spektrum konzisztens becslésére a számított periodogramot Hamming-szűrő (2) módosítja. Összehasonlító analízis céljaira az alábbi statisztikai próbák állnak rendelkezésre :

- $\bar{U}$ -próba az átlagértékek vizsgálatára
- F-próba a varianciák vizsgálatára
- $\chi^2$  illeszkedésvizsgálat normáeloszlás ellenőrzésére.

Amennyiben a megfigyelések modellezési, vagy rendszeridentifikációs céllal történnek, kiszámíthatók

- a modellparaméterek a lineáris, polinomiális, vagy exponenciális regresszió segítségével
- az átviteli függvény a megfigyelések spektrumanalizise révén.

A zajos háttérből frekvenciaszűrővel el nem különíthető jelek visszanyerésére az

- averaging-eljárás, valamint
- annak egy, a lineáris korrelációs koefficiens felhasználásával továbbfejlesztett változata

használható fel, s ezek a programok alkotják az analizáló programok másik csoportját. Az eredmények interpretálását megkönnyíti, hogy a

kívánt függvények képe sornyomtatón ábrázolható.

A felsorolt számítási módszerek futásra kész gépi program formájában könyvtárként használt, archivált adathordozón kerülnek tárolásra. Az egyes eljárások betöltését és indítását egy keretprogram vezérelte, melyet a kért programok azonosítóinak megadásával lehetett működtetni. Háttérmemóriaként az adatok tárolásának költsége miatt mágnesszalagos periféria szolgált.

A két unipoláris és egy bipoláris csatornán párhuzamosan rögzített emberi EEG regisztrátumok részben nyugalmi állapotban, részben a retina bizonyos pontjainak alacsony intenzitású, adott frekvenciájú fényimpulzusokkal történt ingerlése során keletkeztek. Az aluláteresztő szűrés után analóg-digitál konvertálásnak alávetett megfigyelések a programrendszer igényeinek megfelelően bináris tárkivonat formájában digitális mágnesszalagon kerültek tárolásra és feldolgozásra.

Az ergodicitás vizsgálatánál az a tétel szolgált kiindulásként, miszerint minden központos, stacioner, normáloszlású sztochasztikus folyamat, melynek autokorrelációs függvénye abszolút integrálható, egyben ergodikus is. Mivel az EEG-ben előforduló trend a mérés jellegéből eredően nem információhordozó paraméter, annak eliminálása nemcsak a megfigyelés objektivitását növeli, hanem központos folyamatot is eredményez. A második követelmény, a tágabb értelemben vett stacionaritás csak akkor áll fenn, ha a folyamatot leíró első- és másodrendű statisztikai paraméterek időben nem változnak. A lineáris korrelációs koefficiens, diszperzió, variancia, az eloszlási görbék és az autokorrelogramok értékelése során kitudt, hogy az EEG ritkán, akkor is legfeljebb néhány másodpercnyi szakaszon tekinthető stacionernek.

Az eloszlás vizsgálata a hisztogramok számítása és  $\chi^2$  illeszkedés-próba segítségével történt. A várt haranggörbe mellett számos többcsucos, valamint egyenletes eloszlásra emlékeztető hisztogram mutatkozott, amelyet feltételezhetően egy zajos és egy periódikus tevékenység szuperponálódása eredményez. A normáloszlási hipotézis ellenőrzésére 0,999 szignifikanciaszinten végzett  $\chi^2$  illeszkedés-próba két páciens esetében 53, ill. 61 %-ban adott pozitív választ.

Az autokorrelációs függvény abszolút integrálhatóságát nem lehet egzakt módon ellenőrizni. A lefutás alapján alapvetően három típuscsoport

különböztethető meg: erősen korrelált, gyengén korrelált és periódikusan gyengén korrelált csoportok. Az utóbbi két esetben a lecsengő jelleg figyelembevételével értelemszerűen adottnak tekinthető az abszolút integrálhatóság. A frekvenciaanalízis tanúsága szerint a spektrális intenzitás 7-12 Hz között koncentrálódik, de ezen belül az idő függvényében nagy variabilitást mutat. Megközelítő koherencia két sávban, 0 - 4 és 7 - 12 Hz között adódott.

A számított statisztikai jellemzők alapján megállapítható, hogy az emberi EEG - összhangban az eddigi eredményekkel - sztochasztikus folyamat, amely azonban még nyugalmi állapotban sem mutat egységes jelleget. Ennek következtében statisztikai leírása csak korlátozott intervallumokban lehetséges, s a megfigyelési idő nem növelhető tetszőlegesen a becslés biztonságának növelése érdekében. A stacionaritás, amely több matematikai statisztikai eljárásnak feltétele, legfeljebb igen rövid szakaszokon, néhány másodpercnyi időtartamon belül elfogadható. Az ergodicitás még ritkábban fordul elő, s ezt a körülményt a matematikai statisztika alkalmazásakor alapvetően figyelembe kell venni.

A nyugalmi és ingerelt állapotban felvett EEG összehasonlító analízise az eloszlásfüggetlen F-próba, keresztkorrelációs függvények, keresztspektrumok és koherenciafüggvények segítségével történt, s megerősítette, hogy a statisztikai jellemzők szórását elsődlegesen az EEG spontaneitása határozza meg. Ez a körülmény nem teszi lehetővé, hogy ilyen paraméterek megfigyelésével visszamenően nyugalmi, vagy ingerelt állapot jelenlétére lehessen következtetni. A kiváltott potenciál által létrehozott változás elvész a statisztikai paraméterek spontánaktivitásból eredő szórásában.

A statisztikai analízis mellett a vizuális ingerlés során keletkezett kiváltott potenciálok visszanyerésének és vizsgálatának kérdése is napirendre került. Mivel a szóbanforgó kísérleti körülmények között az egyedi válaszok szubjektív felismerése meglehetősen bizonytalanak mutatkozott, s erre a statisztikai jellemzők alakulása sem szolgáltatott biztos támpontot, szükségessé vált, hogy az averaging eljárással nyert közepelt, kiváltott válasz töltse be az egyedi kiváltott válasz szerepét, s paraméterei egyben annak leírására szolgáljanak. Ez a felfogás azonban feltételezi, hogy a kiváltott válasz visszanyerése során nem szenved torzulást, ami viszont explicit módon nem ellenőrizhető. Törekedni kell tehát minden, a közepelés hatásosságát rontó körülmény kiküszöbölésére.



A számítások első fázisában a közepelések számának meghatározása mutatkozott fontosnak. A közepelés elmélete, mely szerint a jel-zaj viszony a közepelések számának négyzetgyökével arányosan növekszik, azt követelné, hogy az ingerlés a biológiailag maximálisan kivitelezhető ideig történjék. A vizsgálatok azonban ismételtén igazolták azt az ismert tényt, miszerint kiváltott potenciálok esetében a fenti összefüggés csak egy bizonyos határig érvényes, s a közepelések számának ezen határon túli növelése a kiváltott potenciál amplitudójának csökkenésén keresztül a jel-zaj viszony romlásához vezet. Több más ok mellett ez a jelenség az egyedi válaszok latenciaidejének változásában kereshető, ezért a latenciaidők ingadozását a közepelt és közepelt választ eredményező egyedi válaszok közötti keresztkorrelációs függvény maximumának viselkedésével vizsgáltuk. Ez a maximum a nulla eltolás körül  $\pm 5 - 10$  ms nagyságú diszperziót mutatott, s mivel a kiváltott válaszok frekvenciája általában 10 Hz, a 100 ms-os periódusidő miatt a megfigyelt latenciaváltozás zavaró hatása nem jelentős. A vizsgálati módszer ugyanakkor kimutatta, hogy olyan eset is előfordul, mikor a vizuális rendszer nem ad egyedi választ az ingerre. Az ilyen, egyedi választ nem tartalmazó elvezetés viszont kétségtelenül rontja a közepelés hatásosságát, ezért ezeket a közepelésből ki kell zárni. Ez lehetséges, ha egy, a szokványos eljárással nyert közepelt válasz és az egyedi válaszok között számított korrelációs koefficienseket egy alkalmasan választott küszöbértékhez hasonlítjuk és a megfelelőnek mutatkozó egyedi válaszokat újabb közepelésnek vetjük alá. Ily módon a közepelt kiváltott válasz amplitudójában körülbelül 50 %-os növekedés érhető el, míg a latenciaszakaszon és a kiváltott válasz lecsengése után csak minimális amplitudóemelkedés következik be. A nyert görbe azonban még mindig zavart, parametrizálása és szubjektív értékelése nehézkes, bizonytalan. A kiváltott választ ezért a közepelés után simításnak kell alávetni, mely regressziós polinomokkal elnyomja a zavarást a görbe globális változásainak torzítása nélkül. Ez az eljárás szükséges, mert a közepelés jellegéből eredő zavarást csökkenti, s egyben megengedett is, mivel a közepelt válasz eleve csak egy számítható hibakorláton belül értelmezhető. A vázolt módszer igazolta az adatelőkészítés és a közepelő eljárások célszerű javításának szükségességét és növelte a kiváltott válasz orvosi értékelésének objektivitását.

A fenti megállapítások mérlegelésénél mindvégig figyelembe kell venni, hogy azok meghatározott kísérleti körülmények között nyert

adatok elemzése során keletkeztek, s ezért csak bizonyos korlátozásokkal általánosíthatók. Kétségtelen eredményként értékelhető azonban, hogy igazolták a matematikai statisztika orvosi alkalmazásának létjogosultságát, s ráirányította a figyelmet annak szükségességére, hogy hiteles vizsgálatok csak a feltételek gondos mérlegelése és hamis tényezők eliminálása után lehetséges.

Az előadás célja a felállított programrendszer ismertetése és az orvosi alkalmazhatóság igazolása: a számítások során kapott eredmények biológiai okainak feltárása a kutató orvos feladatkörébe tartozik. A döntések objektivitását és kvantitatív jellegét a megfelelő adatelőkészítő és kiértékelő eljárások biztosítják. Az ismertetett programrendszer kisebb bővítés, valamint a számítógéprendszerek közötti különbségekből eredő módosítások után FORTRAN IV nyelven a Számítástechnikai Koordinációs Intézet Számítógép Laboratóriumában is kidolgozásra került Siemens 4004 számítógépre és jelenleg a próba futások fázisában van. A programozási nyelv és az adatkezelő rendszer lehetővé teszi a programok R-20, vagy ennél nagyobb ESZR számítógépen történő futtatását is. Az egyes eljárások hívását és indítását vezérlő keretprogram szerepét jelenleg a monitor tölti be. A programrendszer tagjai egymástól függetlenül, önállóan is működőképesek, s szükség esetén ebben a formában is a felhasználók rendelkezésére állnak.

#### Irodalom

- (1) Weber, K.B.: Numerische Analyse argumentquantisierter Funktionen mit der schnellen Fourier - Transformation. Nachrichtentechnik 21 (1971) 2.
- (2) Blackman, R.B., Tukey, J.W.: The measurement of power spectra. Dover Publications, Inc. New-York 1958.
- (3) Giloi, W.: Simulation und Analyse stochastischer Vorgänge. R. Oldenburg Verlag, München - Wien 1967.

- (4) Schlitt, N.: Systemtheorie für regellose Vorgänge. Springer Verlag, Berlin - Göttingen - Heidelberg, 1960.
- (5) Bendat, J.S., Pearsol, A.G.: Measurement and analysis of random data. John Wiley & Sons, Inc. New-York - London - Sidney, 1967.



BME Folyamatszabályozási Tanszék

A fuzzy halmazok elmélete és karyometriai alkalmazása

Kóczy T.László, Györffy Zoltán és Hajnal Miklós

I. Bevezetés

A fuzzy halmaz fogalmának többé-kevésbé egzakt matematikai definiálása (Zadeh 1965, 1969), úgy tűnik, számos tudományág és alkalmazási terület előtt nyitott meg új távlatokat.

A fuzzy halmaz elnevezés tartalma lényegében az intuitív halmazfogalommal egyezik, amely matematikai szempontból valamilyen "nem jól definiált", azaz "elmosódott határu" halmaznak felel meg. E szerint a hagyományos halmazelmélet egyik leglényegibb alapfogalma, a "halmaz eleme", vagyis más szóval a "tartalmazás" relációja elveszíti kitüntetett szerepét, helyét az általánosabb "tartalmazás mértéke" veszi át.

A Zadeh-féle elmélet kiterjesztésének alapján (Goguen 1967) a fuzzy halmaz helyett fuzzy objektumot is mondhatunk, amely tulajdonképpen az "objektumok" fuzzy halmaza.

Az A fuzzy objektum megadásához tekintsük az objektumok X univerzumát. Az X elemein definiáljuk az alábbi  $\mu_A(x)$  tagsági függvényt:

$$\mu_A : X \rightarrow [0, 1] . \quad /1/$$

Ennek értelmezése:  $\mu_A(x_0)$  az  $x_0 \in A$  állítás szubjektív igazságértékét (akceptanciáját) adja meg, ahol

$$\left[ \mu_A(x_0) = 1 \right] \triangleq x_0 \in A \quad /2/$$

és

$$\left[ \mu_A(x_0) = 0 \right] \triangleq x_0 \notin A. \quad /3/$$

/2/ és /3/ biztosítja, hogy a hagyományos halmazelmélet a fuzzy elmélet része legyen. (Ez nem jelenti azonban azt, hogy a hagyományos halmazelmélet nélkül a fuzzy halmazelmélet felépíthető!)

A fent röviden ismertetett szemlélet alapján logika is értelmezhető (Lee és Chang 1971, Lee 1971). Ez lehetővé teszi a nem egzakt kijelentések kalkulusának felépítését, majd ennek alapján a biológia, pszichológia, sőt egyes társadalomtudományok logikai formalizálását.

További lényeges alkalmazási területet jelent az ember-gép rendszerek, valamint a szubjektív kritériumokat tartalmazó algoritmusok hatékony szimulálása, kontrollálása, illetve realizálása.

E tanulmány az utóbbi terület egy résztémájával foglalkozik, célja egy adaptív osztályozó (cluster-analizáló) algoritmus bemutatása, amely egyszerű formájában is alkalmas a karyometria alapproblémájának, a sejtmag-alakfelismerésnek, illetve clusterolásnak megoldására.

## II. A fuzzy c-algebra

A hagyományos halmazalgebra (Birkhoff 1946) analógiájára a fuzzy halmazfogalommal egyidejűleg megszületett a fuzzy algebra egy kezdetleges rendszere is (Zadeh 1965). Ennek bizonyos ellentmondásai néhány definíció módosításával kiküszöbölhetők (Kóczy 1974, Kóczy és Györfy 1974/1), vannak azonban olyan lényegi jellegzetességei is, amelyek mind elméleti, mind alkalmazási szempontból megalapozatlanná teszik e rendszer definícióit.

E jellegzetességek olyan, az intuitív következtetési sémákkal való kontradikciók, amelyeknek feloldása csupán egy lényegében új műveleti definíciórendszer magalkotásával történhet. A Zadeh-rendszer további hátránya néhány olyan tulajdonság, amely az adaptív algoritmusokban történő alkalmazhatóságot megnehezíti. (Idempotencia, szűk halmazfogalom, stb.)

Véleményünk szerint három alapvető feltételpár adható meg, amelyeknek egy - az intuitív gondolkodást jól modellező - valódi fuzzy algebraiban ki kell elégíteni, a Zadeh-algebraiban azonban nem teljesülnek:

- 1.) A hagyományos halmazok speciális esetét kivéve az unió művelet eredménye szigorúan nagyobb, az interszekcióé szigorúan kisebb kell legyen mindkét operandusnál.
- 2.) Valódi fuzzy halmazok esetén mindkét irányú disztributív törvénynek szigorú egyenlőtlenséggé kell módosulni.
- 3.) Mindkét alpműveletnek (unió, interszekció) mindkét operandusra nézve szigorúan monotonnak kell lenni.

Utóbbi feltételből a műveletek invertálhatósága is következik - a 0-val való osztás analóg esetét kivéve.

A fentiek számos egyszerű intuitív logikai döntést jól modelleznek.

Az itt ismertetett feltételeket azért tartjuk a cluster-analízis szempontjából lényegesnek, mert a tanulás és az osztályozás algoritmusai hasonlóak kell legyenek az emberi agyban lejátszódó megfelelő folyamatokhoz - jó hatásfok elérése esetén, hiszen az ismert legtekélyesebb tanuló rendszer az emberi agy.

A fent ismertetett szempontok vezettek el a Zadeh-algebra (Zadeh 1965) helyett egy lényegében új, ún. fuzzy c-algebra definíciójához (Kóczy 1974), amelynek természetes voltát egy igen előnyös formális tulajdonság is igazolja: a c-algebra a folytonos differenciálhatóságot konzerválja.

A c-algebra axiómarendszerét itt nem ismertetjük (Kóczy és Györfy 1974/1,2), csupán az általunk alkalmazott igen egyszerű és természetes reprezentációjának legalapvetőbb definícióit közöljük:

$$\mu_{A \cup B}(x) = \mu_A(x) + \mu_B(x) - \mu_A(x) \cdot \mu_B(x) \quad /4/$$

$$\mu_{A \cap B}(x) = \mu_A(x) \cdot \mu_B(x) \quad /5/$$

$$\mu_{\bar{A}}(x) = 1 - \mu_A(x) \quad /6/$$

(Utóbbi az egyedüli közös definíció a Zadeh-rendszerrel.)

A fentiek szerint:

$$\mu_{A \cup B}^{-1}(x) = \frac{\mu_A(x) - \mu_B(x)}{1 - \mu_B(x)} \quad /7/$$

$$\mu_{A \cap B}^{-1}(x) = \frac{\mu_A(x)}{\mu_B(x)} \quad /8/$$

E műveletek számos lényeges tulajdonsága (kommutativitás, asszociativitás, non-idempotencia, disztributív egyenlőtlenségek, De Morgan törvények, stb.) az algebrai alpműveletek tulajdonságaiból viszonylag egyszerűen levezethetők (Kóczy 1974, Kóczy és Gyórfy 1974/2), ezeknek nagy a jelentősége az alkalmazás egyes lépéseinek elméleti megalapozásában.

A fentieken kívül lényeges új definícióink a komplex fuzzy halmaz fogalma:

Az A komplex fuzzy halmazt a

$$\mu_A(x) : X \rightarrow R^1 \quad /9/$$

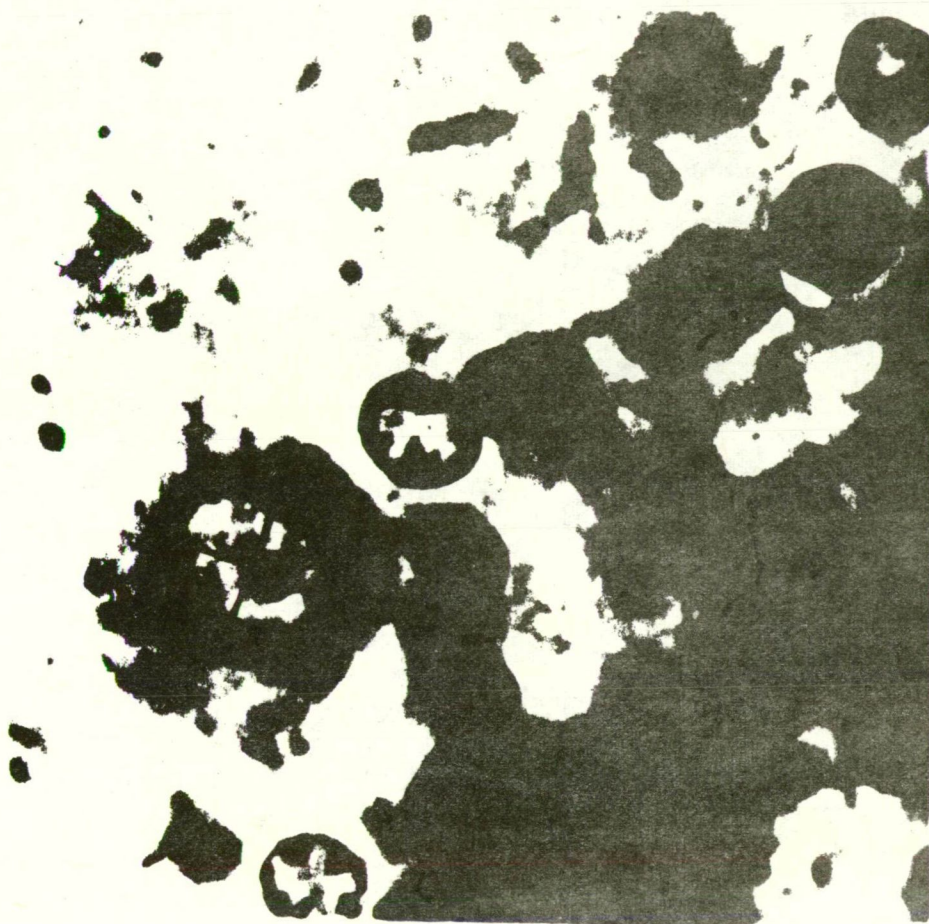
tagsági függvény írja le.

A /4/ - /9/ definíciók által megadott rendszer zárt algebrát alkot; további definícióit, tulajdonságait itt nem ismertetjük (Kóczy 1974, Kóczy és Gyórfy 1974/1).

### III. Egy sejtmag-osztályozó algoritmus

A karyometria a sejtmagok méreteinek nagyobb mennyiségben történő megfigyelése alapján igyekszik az egy szervet alkotó sejtek tulajdonságaira következtetni (Palkovits és Fischer 1965). Az információkat metszetek mikroszkópi képén végzett mérésekből nyerik. Az 1. ábra ilyen metszet fényképét mutatja egy ideg-sejtmag jellemző geometriai méreteinek feltüntetésével (L a közelítő ellipszis nagy-, B a kistengelye). Az eddig kialakult módszer szerint egy sejtpopuláció osztályozását mintegy 3-400 adatpár (L-B, vagy ezeknek függvényei) alapján készített sűrűségfüggvény hisztogram, az ún. pontdiagram szubjektív - folthatás - vizsgálata útján végzik. Magától értetődik az így nyert eredmények megbízhatatlan, reprodukálhatatlan és összehasonlíthatatlan volta.





1. ábra

Metszet mikroszkópi képe a sejtmag  
lényeges méreteinek feltüntetésével

E probléma megnyugtató megoldását csakis a clusteranalízis szolgáltathatja. Mivel a metszetek véletlen jellege miatt a különböző méretű sejtek a metszeti kép alapján közvetlenül nem választhatók szét (minden tetszőleges típusu sejtmag metszetének méretei megközelíthetők a 0-hoz), az egyes osztályok határai nem élesek, ezért látszik alkalmasnak a probléma megoldására a fuzzy koncepció. Osztályozási kísérleteink eddigi eredményei igazolták ezt a feltételezést.

Az egyelőre csak egy dimenzióra kifejlesztett (a  $D = \sqrt[3]{L \cdot B^2}$  un. térfogatekvivalens gömbátmérő figyelembevételével alkalmazott) ta-

nuló osztályozó algoritmus (Kóczy és Györfy 1974/1) a következő fő lépésekből áll:

- 1.) Rendeljünk minden (i.-ik) beérkező mintaponthoz egy "tagsági függvény-quantumot" :

$$\mu_i(x) = c \cdot e^{-\sigma(x-x_i)} \quad /10/$$

(c és  $\sigma$  alkalmasan választott konstansok).

- 2.) Képezzünk az összes mintapontból eredő tagsági függvényt :

$$\mu_e(x) = \bigcup_{i=1}^n c \cdot e^{-\sigma(x-x_i)} \quad /11/$$

(Lásd /4/ definíció.)

Az utóbbi lépés más jellegű, változó környezethez történő adaptáció igénye esetén módosításra szorul (Kóczy és Györfy 1974/1).

A fenti két lépésből álló egység alapgondolatában rokon a Parzen-féle valószínűségi sűrűségfüggvény becslési módszerrel (Parzen 1962), bár tartalmában attól eltér.

- 3.) Bontsuk fel az eredő tagsági függvényt szimmetrikus (komplex) összetevőkre a /7/ és /9/ definíciók alapján.  
Több dimenzióban ez a lépés módosításra szorul.

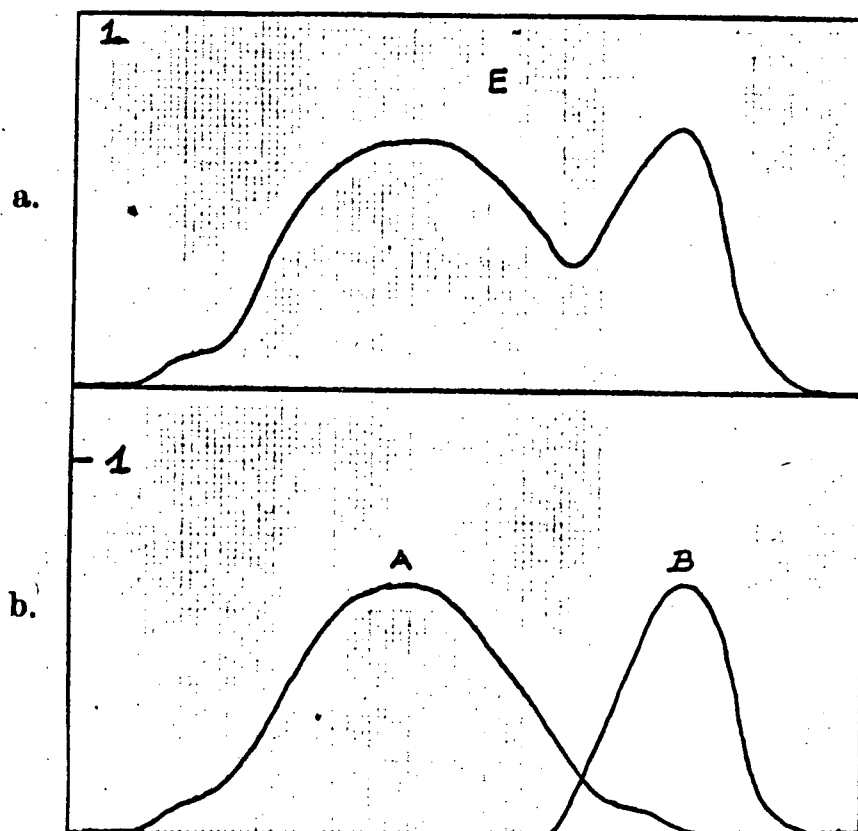
- 4.) Egyesítsük a 3.) lépés során nyert részhalmazokat minimális számú unimodális clusterrá(/4/ alapján).  
Az így keletkezett osztályok karyometriai adatok esetében valósok /1/ definíció, más jellegű adatok esetén szükség lehet egy befejező lépésre (Kóczy és Györfy 1974/1).

A fenti algoritmus egy konkrét adathalmaz tagsági függvényén szemlélítve látható a 2. - 4. ábrasorozatokon.

Algoritmusunkkal ezideig a macska cerebellum négy nucleusának sejtjeit igyekeztünk osztályozni (Nucleus medialis, dentatus, interpositus, illetve interpositus anterior).

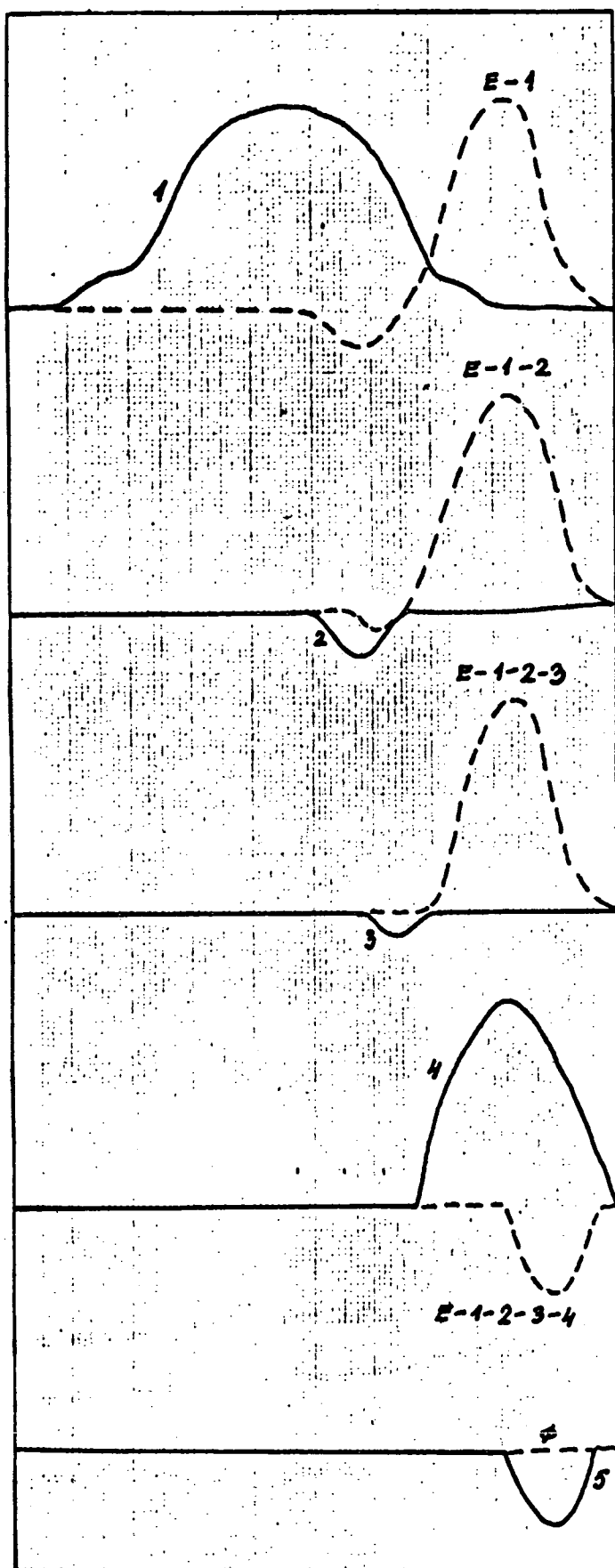
Az osztályozás során nyert eredmények a sejtpopulációkra vonatkozó sejtesekkel messzemenően egyeznek. Az 5. - 8. ábrasorozatok a fenti négy nucleus sejtpopulációjának pontdiagramjait (az egyes karakterek sötétségi foka a sűrűséggel arányos), az eredő tagsági függvényeket és az egyes osztályok tagsági függvényeit mutatják.

További célunk az algoritmus  $n$  dimenzióra történő általánosítása, és ennek segítségével a sejtpopulációk az eddiginél jóval hatékonyabb - új típusú jellemzők alapján történő - osztályozása, amely a korábban alkalmazott szubjektív módszerekkel még bizonytalan, közelítő szinten sem lehetséges.



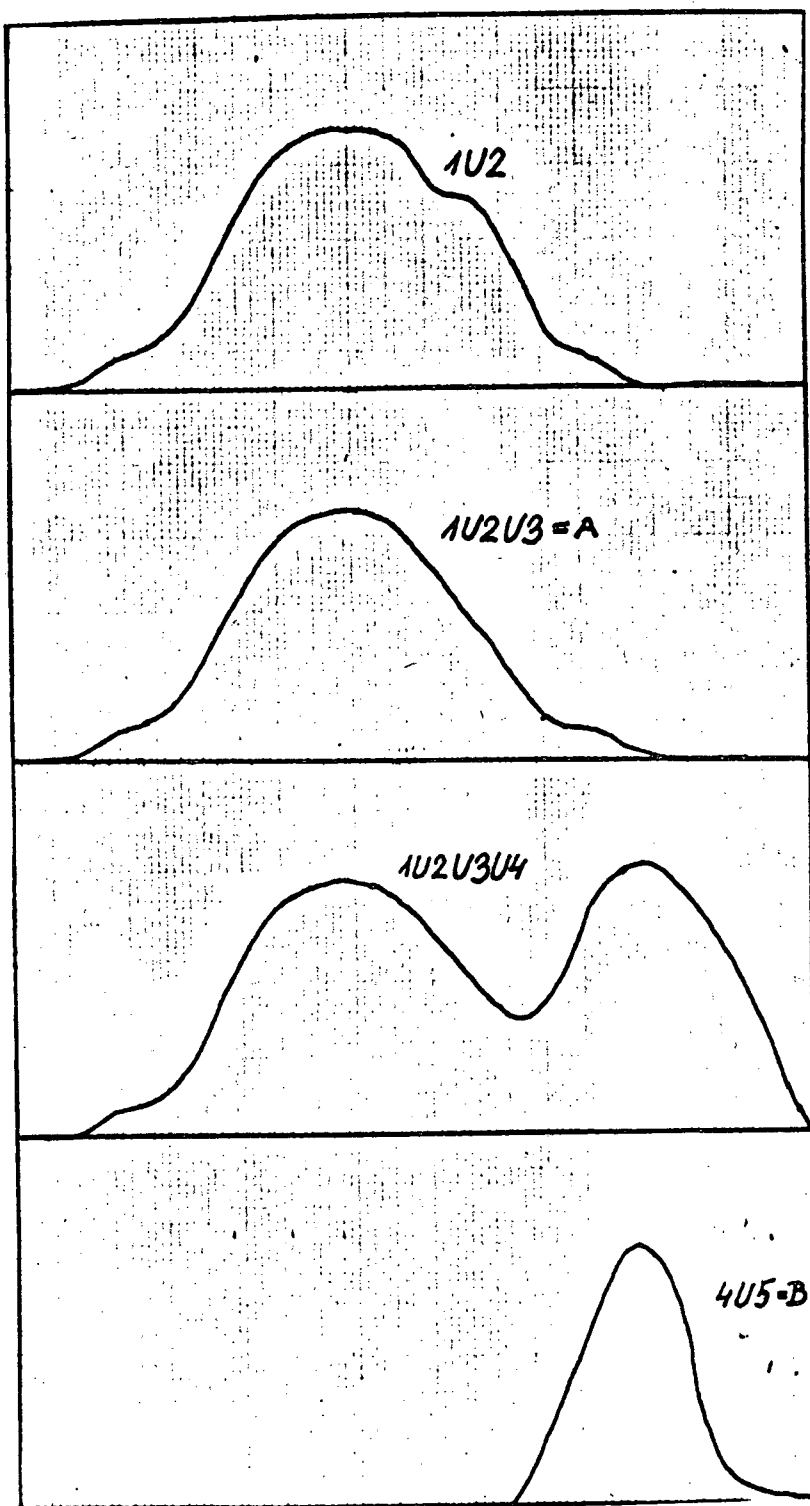
2. ábra.

Eredő tagsági függvény és az osztályozott minta



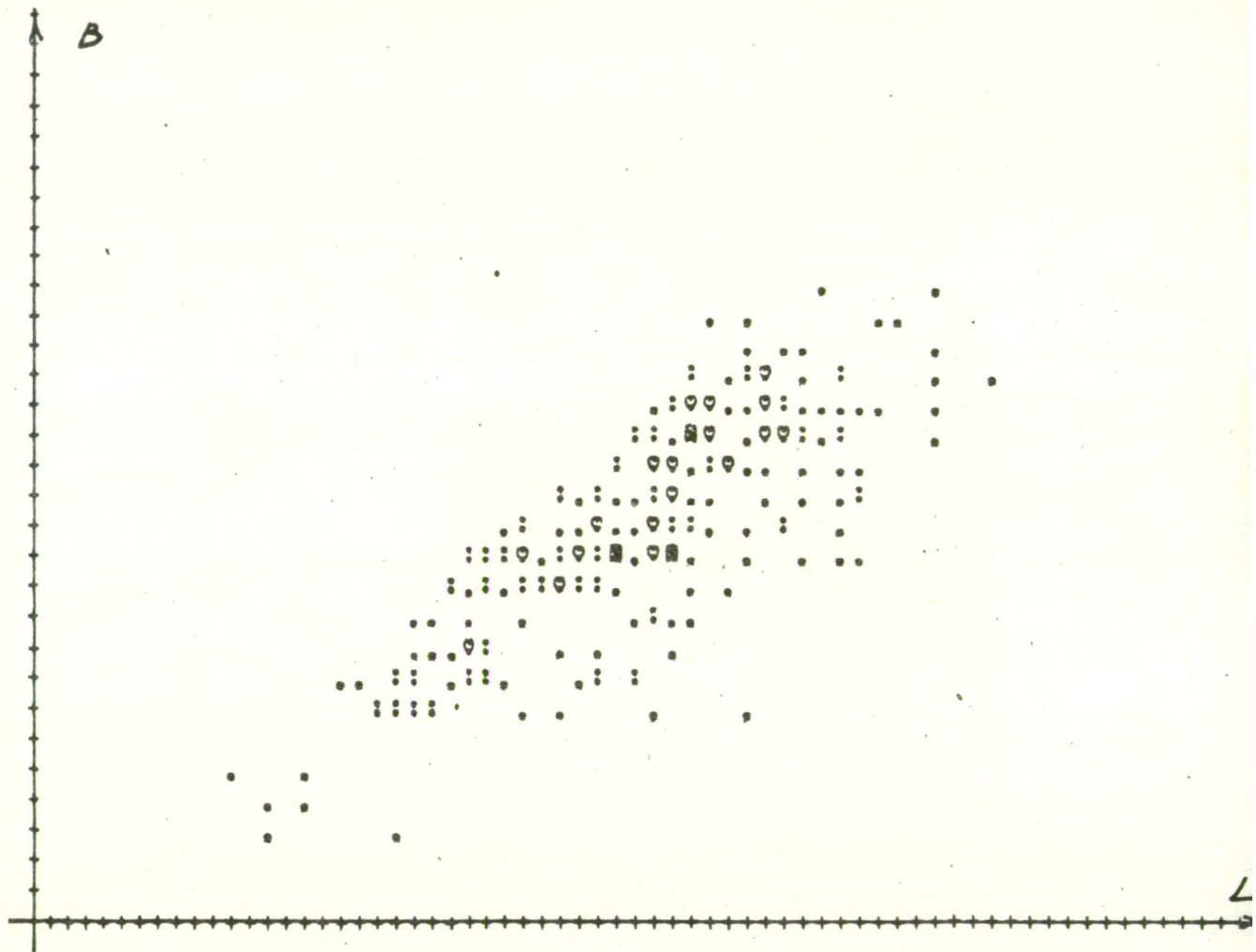
3. ábra

A 2. ábra tagsági függvényének  
felbontási folyamata

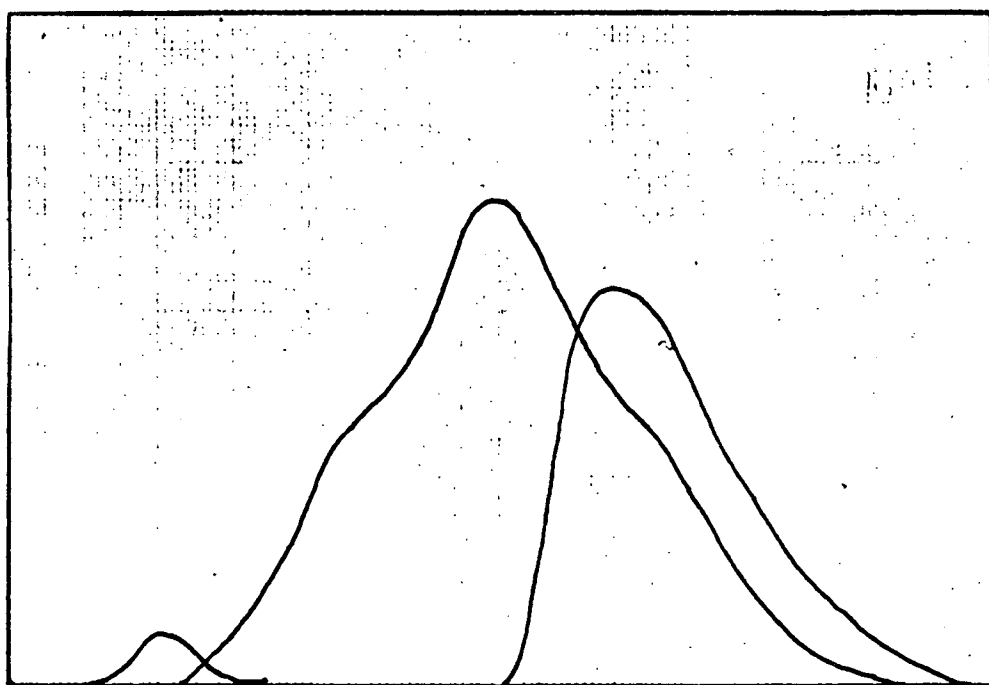
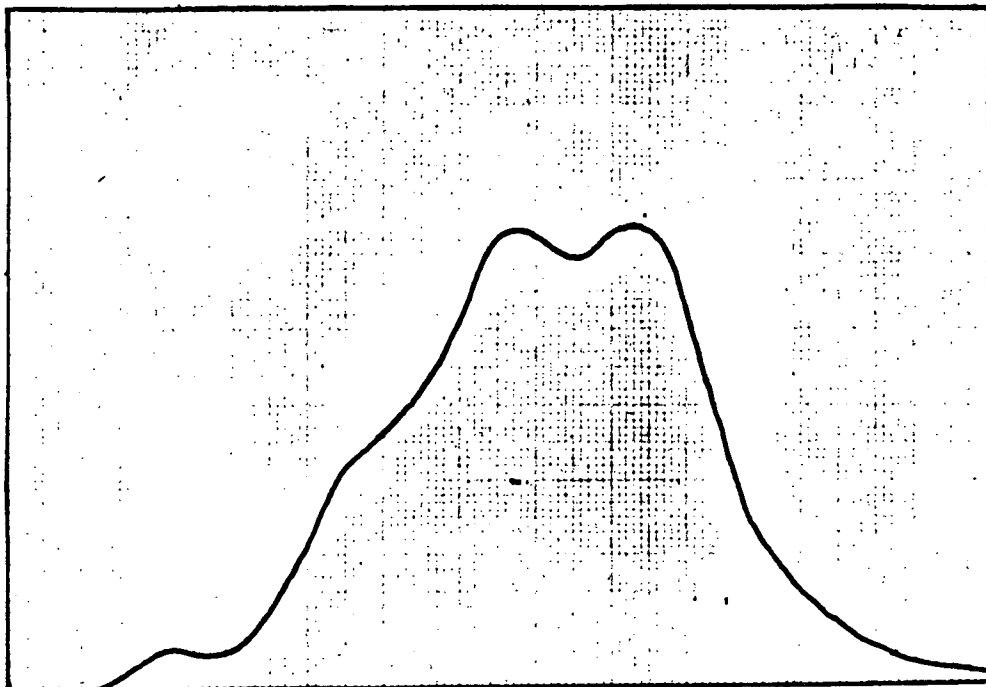


4. ábra

A 3. ábra részhalmazainak egyesítési  
folyamata



5a. ábra  
Nucleus medialis (Pontdiagram)

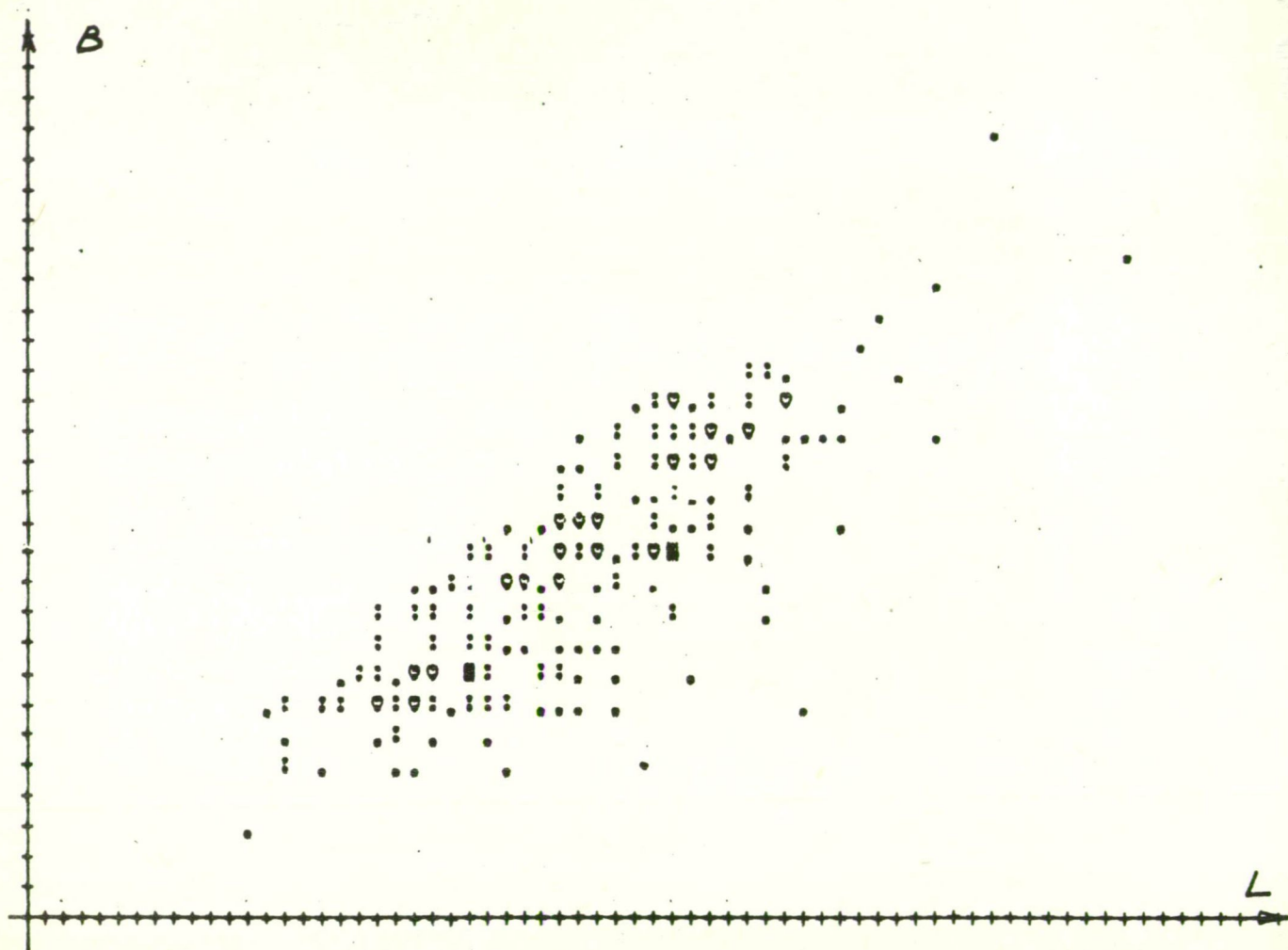


5b. ábra

Nucleus medialis

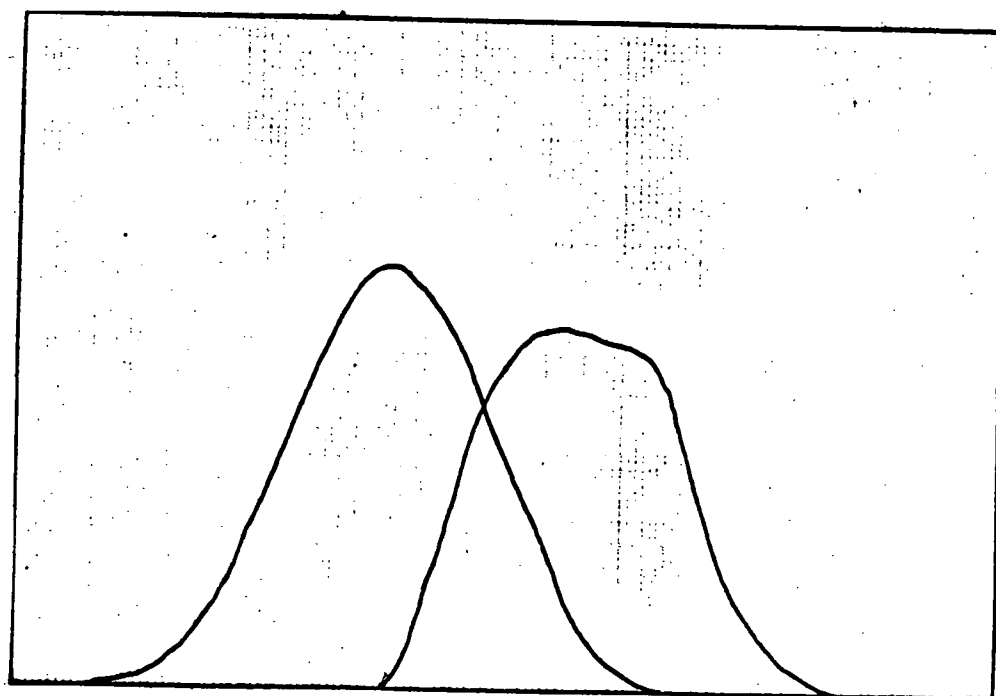
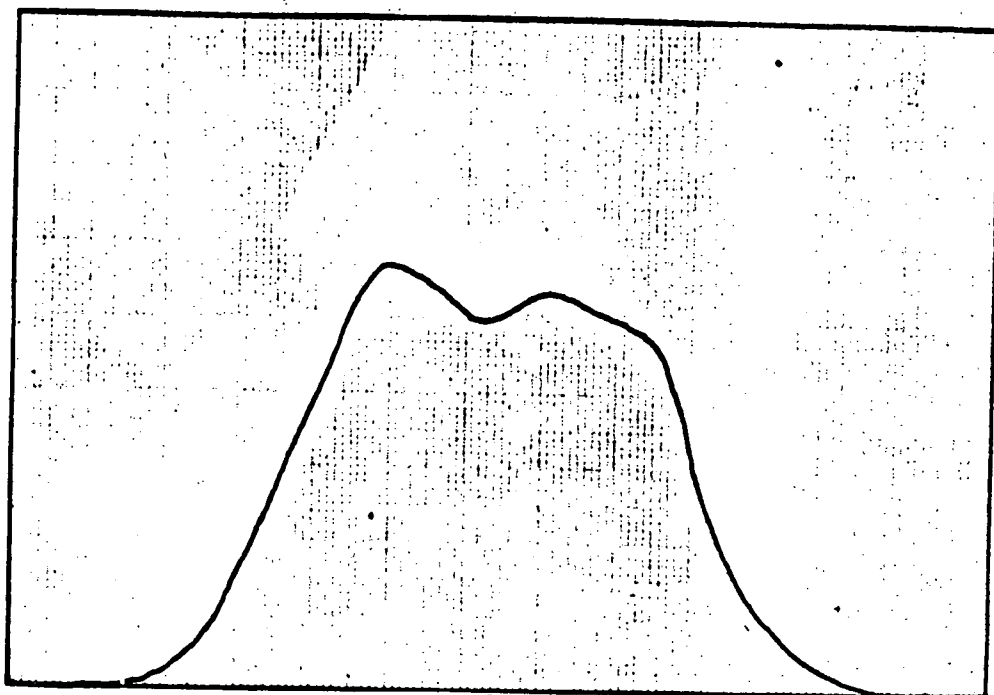
(Eredő tagsági függvény és clusterok)



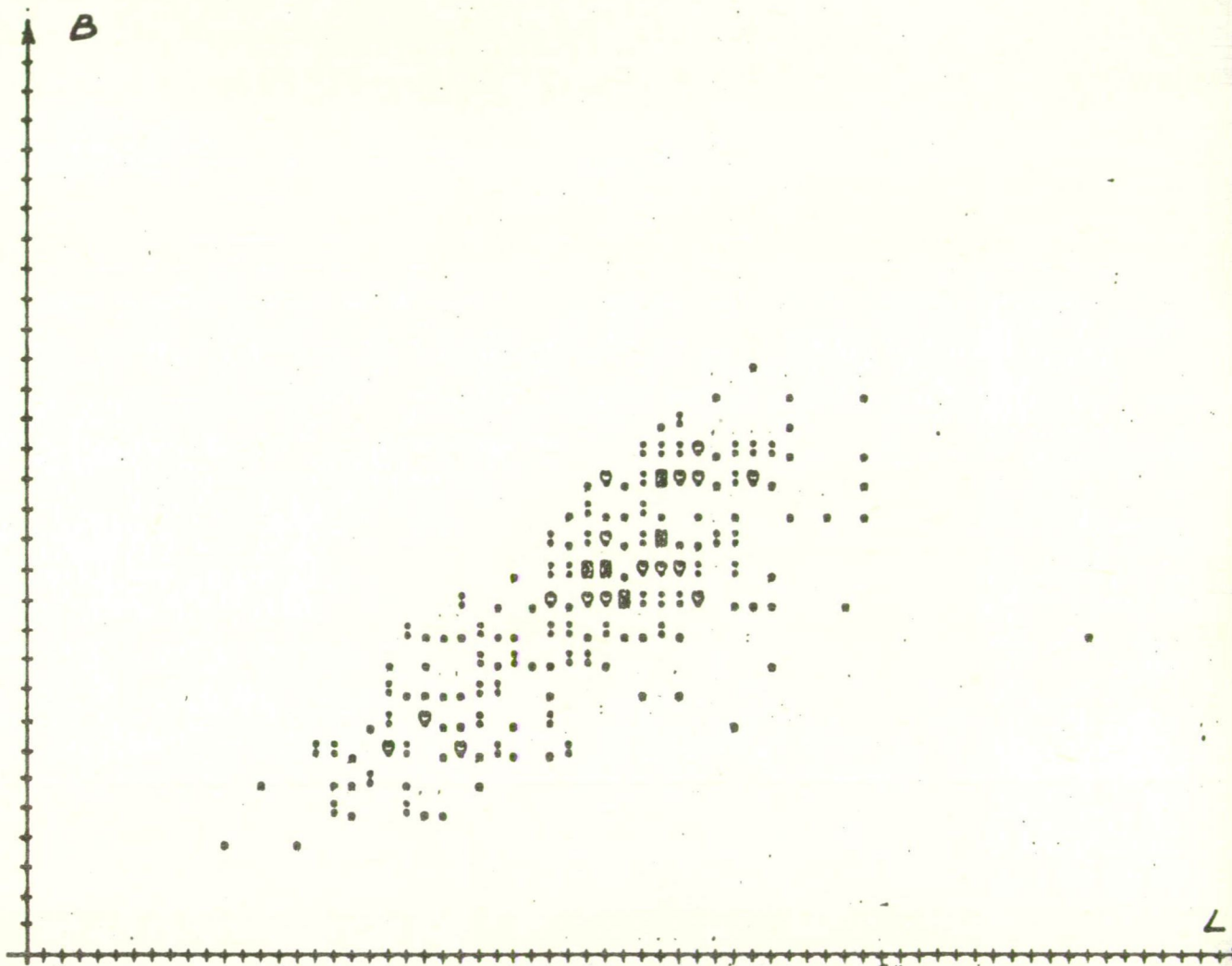


6a. ábra  
Nucleus dentatus (Pontdiagram)

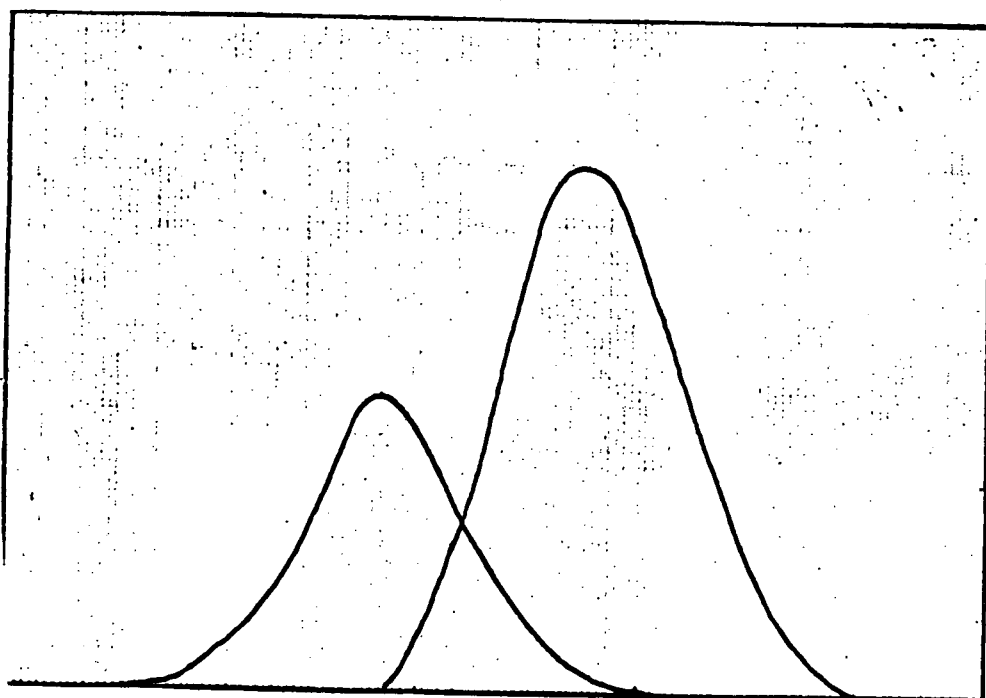
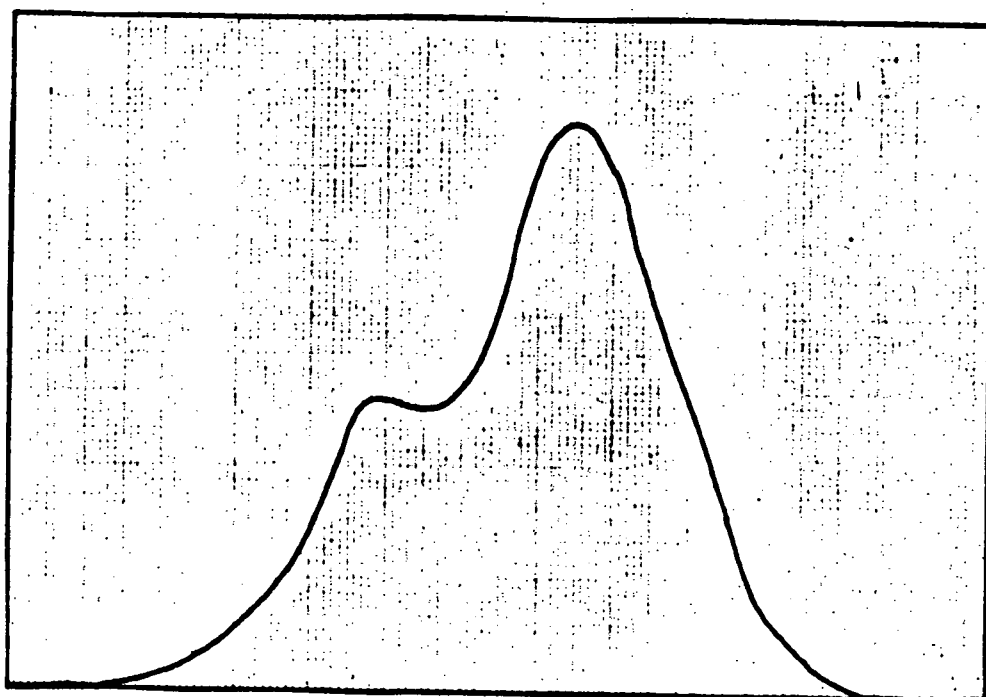




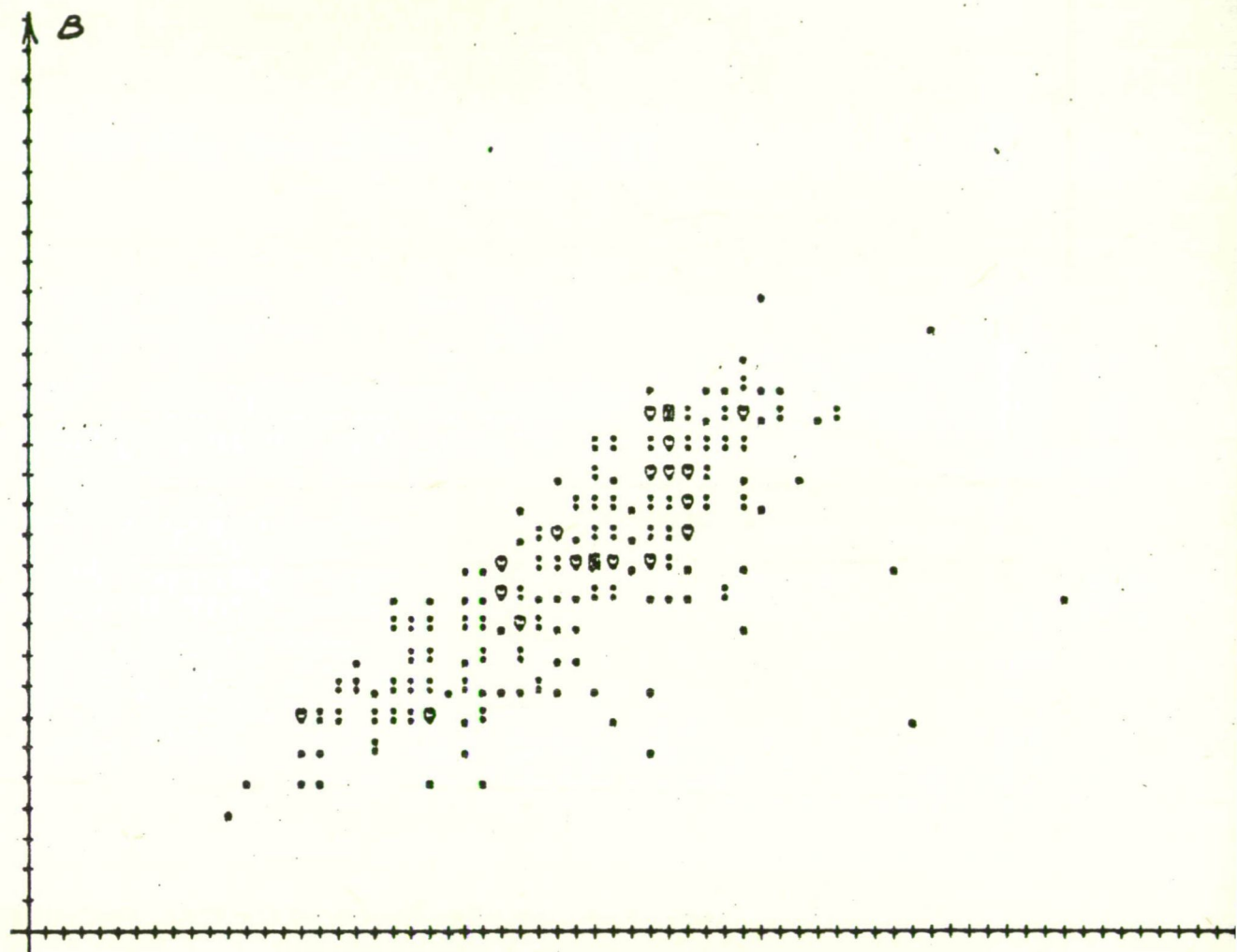
6b. ábra  
Nucleus dentatus  
(Eredő tagsági függvény és clusterok)



7a. ábra  
Nucleus interpositus (Pontdiagram)

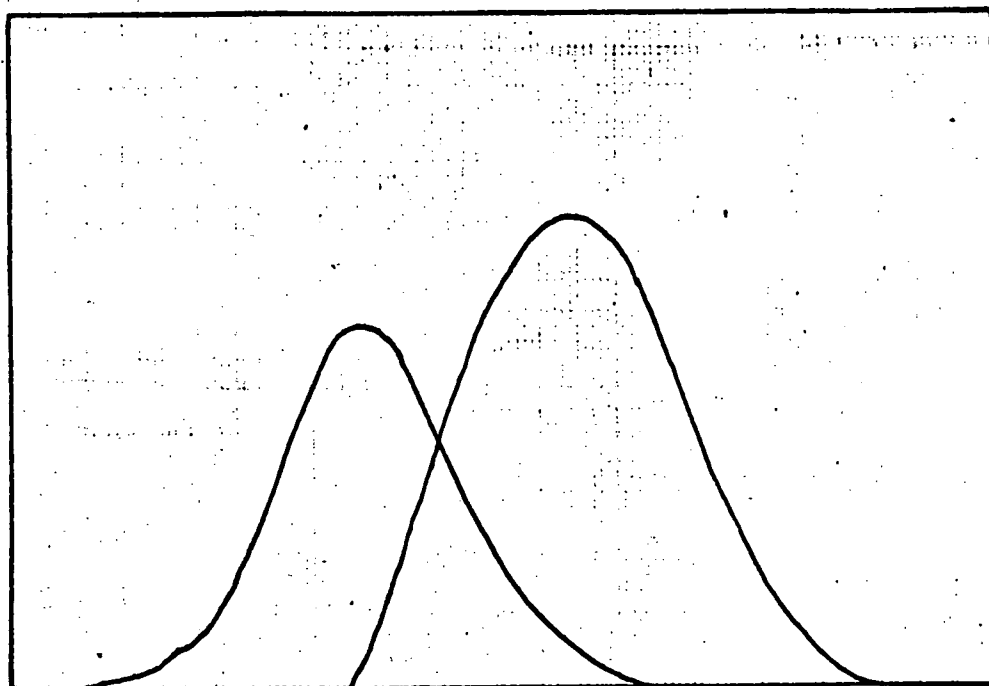
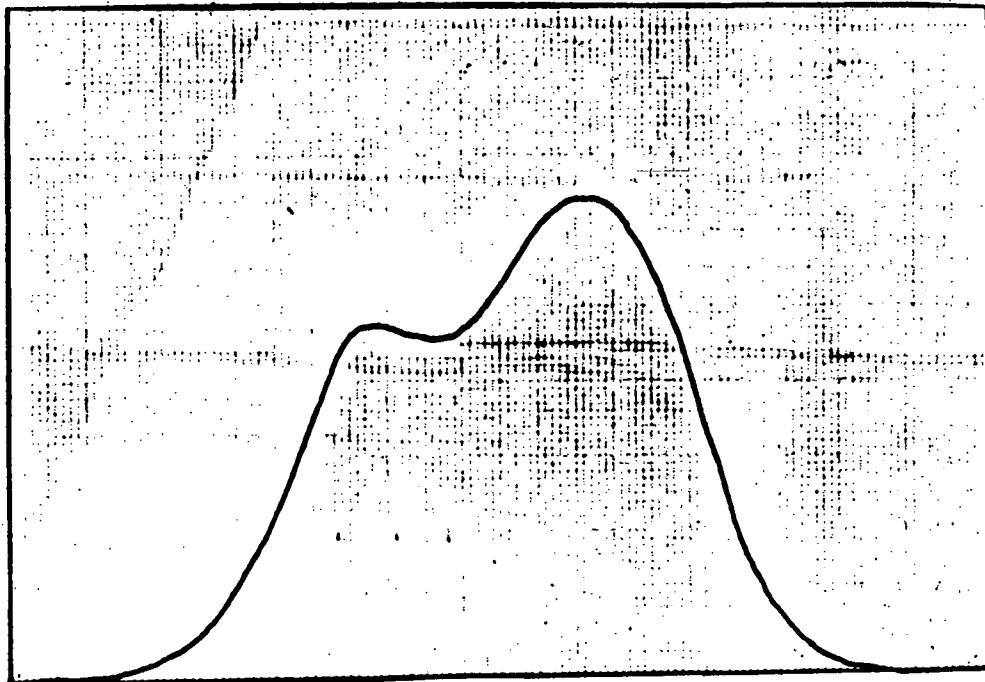


7b. ábra  
Nucleus interpositus  
(Eredő tagsági függvény és clusterok)



8a. ábra

Nucleus interpositus anterior (Pontdiagram)



8b. ábra  
Nucleus interpositus anterior  
(Eredő tagsági függvény és clusterok)

### Irodalom

Birkhoff, G.D.: "Lattice Theory". AMS Colloquium Publications. Vol. XXV. 2nd ed. Providence. (1948)

Goguen, J.A.: L-fuzzy Sets. Journal of Mathematical Analysis and Application 18. pp. 145-147. (1967)

Kóczy T.L.: A fuzzy halmazok elméletének néhány kérdése, preprint (1974)

Kóczy T.L. - Györffy Z.: A fuzzy halmazok néhány elméleti és alkalmazási kérdése, TDK pályamunka, BME Villamosmérnöki Kar (1974)

Kóczy T.L. - Györffy Z.: Fuzzy halmazok és alkalmazásuk, Jubileumi TDK Konferencia Kiadvány, BME Villamosmérnöki Kar (1974)

Palkovits, M. - Fischer, J.: Cryometric Investigations. Akadémiai Kiadó, Budapest, (1965)

Parzen, E.: On Estimation of a Probability Density Function and Mode. Annals of Mathematical Statistics. Vol. 33. pp. 1065-1076. (1962)

Zadeh, L.A.: Fuzzy Sets. Information and Control 8, pp. 338-353. (1965)

Zadeh, L.A.: Toward a Theory of Fuzzy Systems. Report No. 69-2. Electronics Research Laboratory, University of California, Berkeley, Calif. (1969)

JATE Kibernetikai Laboratórium és  
Országos Munkaegészségügyi Intézet

Légzésmechanikai jelek számítógépes feldolgozása

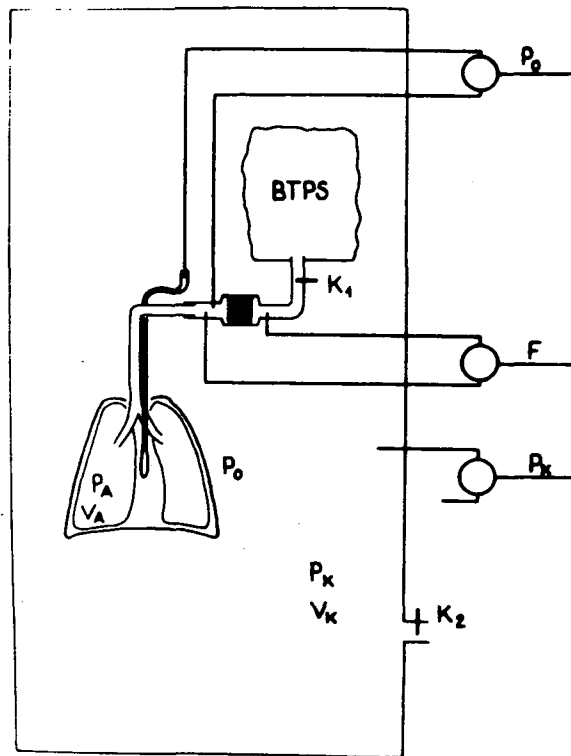
Hantos Zoltán, Galgóczy Gábor, Kovács Anna és Fülöp József

A krónikus aspecifikus léguti megbetegedések tömeges vizsgálatának igénye az elmúlt két évtizedben serkentőleg hatott a légzésfunkciós vizsgálati módszerek fejlődésére. A spirometria tökéletesítése és az oesophagus-ballon technika finomítása mellett ezért a kényelmesebb, non-invazív testpletizmográfiás módszerek is kialakultak és széleskörűen alkalmazottakká váltak.

A testpletizmográfiás eljárás - mely a már mult század végén lefektetett elvek realizációja - a klinikai gyakorlatban néhány alapvető légzésfunkciós paraméter (intrathoracalis gázvolumen, "resistance") rutin-szerű meghatározására szolgál. Körültekintően alkalmazva azonban hasznos kutatási eszköz, segítségével spontán légzés esetén, időbeli lefolyásokban mérhetők: az alveolaris nyomás (indirekt, közelítő módon), a pneumotachogram, valamint - szonda alkalmazásával - az oesophagus-nyomás, mely utóbbi az irodalomban általánosan elfogadott reprezentánsa az interpleuralis nyomásnak.

A pletizmográfiás mérésekből sok információ nyerhető, ennek azonban feltétele, hogy a mérési elvet jelentő összefüggéseket a szokásos elhanyagolások nélkül alkalmazzuk, megkíséreljük szétválasztani az összetetten mért mennyiségeket, valamint figyelembe vegyük a mérőrendszer (vagy a mérési elv) ismert torzításait. Ez sajátos módon mindazoktól az elhanyagolásoktól, egyszerűsítő feltételektől való megszabadulást jelenti, melyek egyébként a pletizmográfiát rutin eljárásként alkalmazottá tették.

I. A számítógépes feldolgozás jellegzetességeinek megértéséhez szükséges a pletizmográfiás mérési eljárás lényegének ismertetése (ld. 1. ábra). A vizsgált személy egy 800-900 l térfogatu, hermetikusan zárt kamrában ül és egy olyan műanyagzsákból léghiz, amely volumenváltozások-



1. ábra

kal szemben gyakorlatilag nem fejt ki ellenállást. A termosztált zsák segítségével biztosítható a ki- és belégzett levegő hőmérséklete és páratartalma közötti közelítő egyenlőség. A légzési áramlás ( $F$ ) mérése differenciálmánométerrel történik, nyomást mérünk továbbá a száj előtt, a kabintérben és esetenként az oesophagus-szondához csatlakozva.

A termodinamikai viszonyok a kabin termikus egyensúlyának beálltakor sem tekinthetők tisztán izotermikus jellegűnek. A mellkasi gáz-térfogat kompressziós-expanziós változásai következtében az állapotváltozások adiabatikusak lennének, azonban a nagy ( $70-80 \text{ m}^2$ ) alveolaris felület mégis közelítőleg izotermikus állapotváltozásokat tesz lehetővé. Így a Boyle-Mariotte törvény alapján az alveolaris nyomás ( $P_A$ ) változására a következő összefüggés vezethető le :

$$P_A(t) = - P_k(t) \frac{V_{k0} - V_k(t)}{V_{A0} + V_A(t)} , \quad /1/$$



ahol  $P_k(t)$  a kabinban mért nyomásváltozás,  $V_{k0}$ , ill.  $V_{A0}$  egy kezdeti,  $P_{k0} = P_{A0}$  állapothoz tartozó kabin- ill. mellkasi gáztérfogat,  $V_k(t)$  és  $V_A(t)$  pedig a kabintérfogat, ill. mellkasi gáztérfogat megváltozásainak értékei. A kabintérfogat változása a kiindulási érték mellett a légzés során kb. 0,1 %-os hibával elhanyagolható, így a fenti összefüggés a következőképpen egyszerűsödik:

$$P_A(t) \cong - P_k(t) \frac{V_{k0}}{V_{A0} + V_A(t)} \quad /2/$$

A mért kabinnyomás és az alveolaris nyomás közötti "átszámítási tényező" tehát nem állandó, hanem a légzés folyamán - a mellkasi gáztérfogat változása következtében - változó érték.  $V_A(t)$  ezenkívül általában nem tekinthető periódikusnak sem, hiszen pl. a zsák széndioxid-koncentrációjának fokozódása következtében a vizsgált személy spontán áthelyezheti légzési "munkapontját" jelentősen magasabb értékre is. Meg kell jegyeznünk azonban, hogy a rutin vizsgálatok során - érthető okokból - egyszerűen a

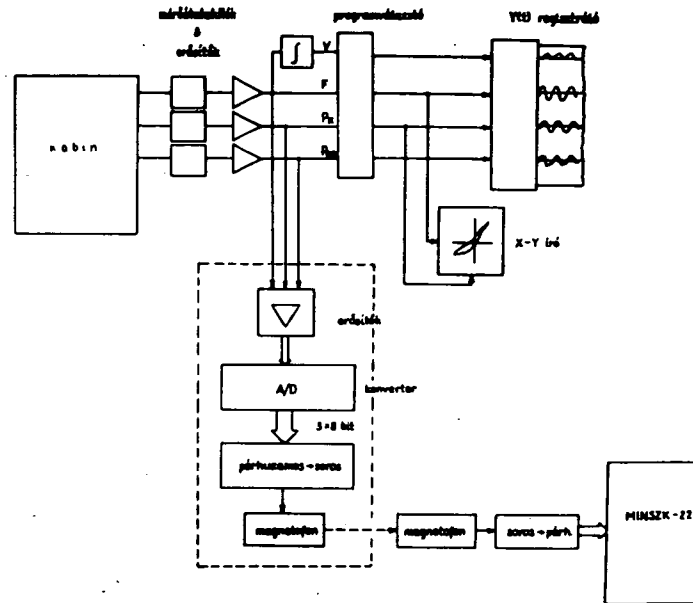
$$P_A(t) \cong - P_k(t) \frac{V_{k0}}{V_{A0}} \quad /3/$$

összefüggést használják.

A  $V_{k0}/V_{A0}$  hányadost a következő manőver segítségével határozzák meg: a szájrészt a nyomásmérő után elhelyezett  $K_1$  elektromágneses szeleppel a kilégzés végpontján elzárják, miközben a páciens a korábban kapott instrukcióknak megfelelően tovább igyekszik folytatni a légzést. A mellkasi gáztérfogat e kilégzés-végi állapotban tehát

$$V_{A0} \cong V_{k0} \frac{|\Delta P_k|}{|\Delta P_A|} \quad /4/$$

ahol  $V_{k0}$  a kabintérfogat, valamint a páciens közelítő térfogatának ismeretében számítható. Utalva a fentiekre, megjegyezzük, hogy a mellkasi gáztérfogat egyszeri meghatározása és állandóként használata alapján számított és regisztrált  $P_A(t)$  alveolaris nyomás meghatározási hibája kb. 10-40 %, a légzési volumenektől és egyéb tényezőktől függően.



2. ábra

II. Adatfelvételi rendszerünk tömbvázlatát a 2. ábrán mutatjuk be. A testpletizomográf segítségével mért három légzésmechanikai jelet (áramlás, kabinnyomás, oesophagus-nyomás) a pletizomográf mérőerősítőiről a mágneses jelrögzítő-berendezés változtatható erősítésű előerősítőire vezetjük, melyek jeleit három csatornás analóg-digitális átalakító 8-8 bites bináris kóddá konvertálja. A mintavételek közötti intervallum 25, ill. 50 msec-ra állítható be. Párhuzamos-soros átalakítás után a bitenként markerjelekkel ellátott és mintavételenként egy impulzuscsomagba összeállított kódokat közönséges Philips típusú kazettás magnetofonon rögzítjük. A pletizomográf mérőerősítőinek jeleit - rutin használat esetén - programválasztón keresztül X-Y íróra vezetjük, melynek segítségével pl. az áramlás, vagy a légzési volumen ábrázolható a kabinnyomás konstansszorosaként értelmezett "alveolaris" nyomás függvényében, egy-egy kiválasztott légvétel alatt. Ugyancsak ily módon határozható meg - a görbe-merevedség grafikus meghatározásával - a fentiekben említett kilégzés-végi mellkasi gáztérfogat ( $V_{A0}$ ) értéke is.

Az előerősítők kimenőjeleit ( $F$ ,  $P_A$ ,  $P_0$ ), valamint az áramlás elektronikus integrálása után nyert  $V$  volumen értékét egyuttal Hellige Polygraph-ra is vezetjük, az így nyert grafikus regisztrátumok az ellenőrzés és a későbbi azonosítás céljaira szolgálnak. Felvételre - az egyen-

letessé vált légzés direktíron követhető beállítástól kezdődően - általában 10-20 légzési periódus kerül.

III. A rögzített adatok feldolgozását a Kibernetikai Laboratórium Minszk-22 típusú számítógépén végezzük. A beolvasó egység byte-onként továbbítja a beolvasó magnetofon impulzuscsoomagjait, az egyes felvételek beolvasása után pedig mágnesszalagos háttértárolóba kerülnek az adatok, ahol az egy-egy mintavételből származó értékhármast egy-egy Minszk-szó reprezentál. E mágnesszalagos tárolási forma képezi a további feldolgozás nyersanyagát.

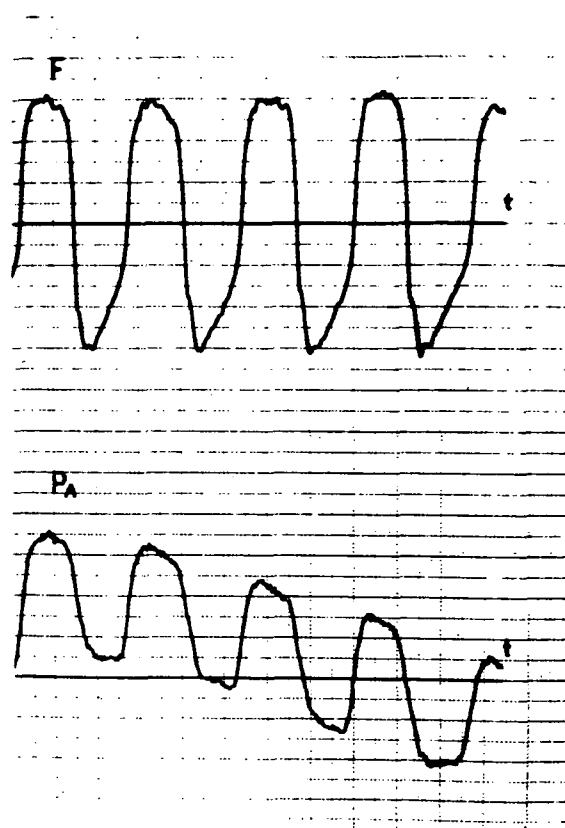
a.) A felvett anyag feldolgozásának első lépése a mintavett értékek folytonos sorozatából álló felvétel légzési periódusokra történő szétbontása. A szétbontás alapját - a fiziológiai konvenciónak megfelelően - az áramlás előjelváltásai képezik. Minthogy a nullátmenetek pillanatában általában nem történik mintavétel, egy-egy periódus értéksorozata (nyers formájában) az előző kilégzés utolsó mintájával kezdődik és a következő periódus első belégzési (pozitív) mintájával végződik. E tárolási formában tehát a mennyiségek (áramlás, alveolaris és oesophagus-nyomás) értéksorozatai átlapolódnak.

b.) A következő lépésben megtörténik a periódus- (és fázis-) határok pontos időpontjának meghatározása az áramlás nullátmeneteit közrefogó értékek (itt kielégítő) lineáris interpolációja segítségével. A kiszámított nullátmeneti időpontokban ezután (hasonló módszerrel) meghatározandók az alveolaris és az oesophagus-nyomás értékei. Ennek megfelelően az időinformációkat jelentő értéksorozat is kibővül az interpolált értékek által két részre osztott intervallumokkal. A következő tárolási fázisba az elsődleges (mért) mennyiségek közül az áramlás és az oesophagus-nyomás értéksorozatai, valamint az időinformációk az interpolált értékektől eltekintve változatlan formában kerülnek át. Az alveolaris nyomás pontosabb értékeinek meghatározásához még néhány korrekció elvégzése szükséges, célszerű továbbá az oesophagus-nyomás viszkózus komponensének kiszámítása és e második tárolási fázisban történő elhelyezése.

E számításokhoz azonban szükség van az áramlási volumen pillanatnyi értékeinek ismeretére.  $V(t)$  értéksorozatát az áramlásértékek numerikus integrálásával nyerjük, ahol a kezdeti értéket a korábbiakban ismertett manőverrel meghatározott  $V_{A0}$  jelenti.

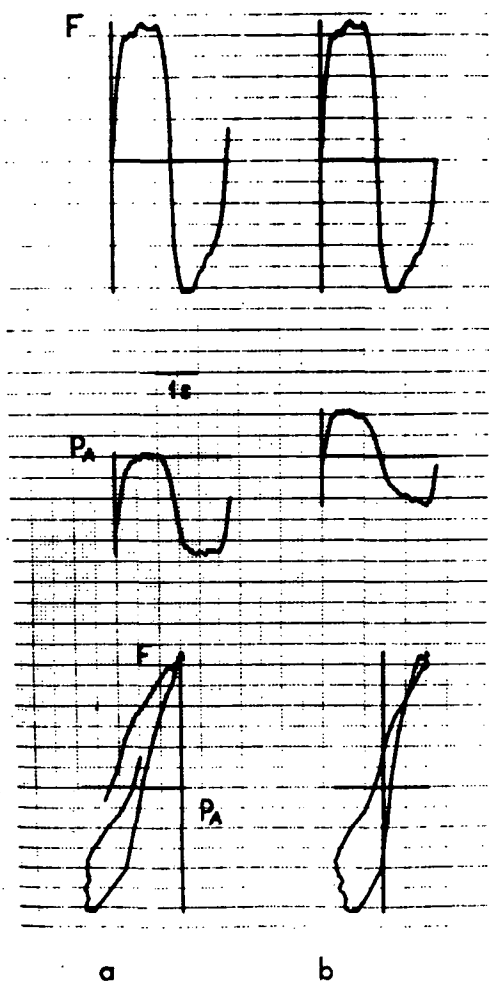
Az alveolaris nyomás kabinnyomásból történő meghatározásánál komoly nehézséget okoz a kabinnyomás nem légzéseredetű, helyesebben nem légzésszinkron összetevőinek leválasztása. Mindaddig ugyanis, amíg a kabin-páciens együttes termikus szempontból (hőmérséklet, páratartalom) nincs egyensúlyi állapotban, a kabinnyomás légzésszinkron változásának középvonala sem állandó (ld. 3. ábra). A diagnosztikus jelentőségű nyomás-áramlás diagramok (v.n. rezisztencia-hurkok) ekkor nem záródnak, kiértékelésük lehetetlen (4a. ábra).

A testpletizmográfias szakirodalomban közölt tapasztalatok szerint kb. 15 perc után stabilizálódik a kabinnyomás "nullvonala". A stabilizálódás folyamata csak részben siettethető a kabin felfűtésével, az esetlegesen fellépő belső nyomás alkalmankénti, levegőleszívás általi kiegyenlítésével, stb. Mikorra azonban a páciens megszokja a kísérleti körülményeket, és hőtermelése egyenletessé válik, meglehetősen hosszú idő telik el, ekkor viszont már a kényelmetlen körülmények (még, magas páratartalom,  $\text{CO}_2$ -felszaporodás) egyre kevésbé spontán légzésmintákat okozhatnak.



3. ábra

A rutin vizsgálatoknál kompromisszumként a mérést a kabin lezárása után néhány perccel elkezdik, és a még jelentős belső nyomás-változásokat azáltal küszöbölik ki, hogy a kabin oldalán kis átmérőjű nyílást hagynak. A nyíláson keresztüli nyomáskiegyenlítődés a kabin-középnomás változásait erőteljesen lecsökkenti, anélkül, hogy a légzési nyomásamplitudókat - legalábbis szemre - észrevehetően csillapítaná, hatása azonban annál inkább észrevehető a nyomás-áramlás diagramok formáján. Az 5a, b és 6a, b ábrákon nyitott, ill. zárt kabinnal mért



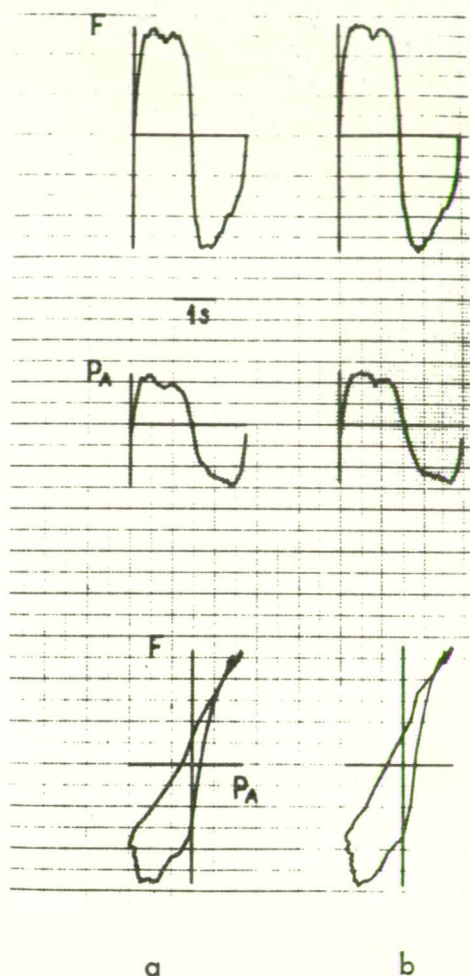
4. ábra

használata is. A 4b. ábra e korrekció eredményét szemlélteti. Az intrathoracalis gázvolumen időbeli változásának ismeretében a  $/2/$  alapján korrigált kabinnyomásból számítható az alveolaris nyomás.

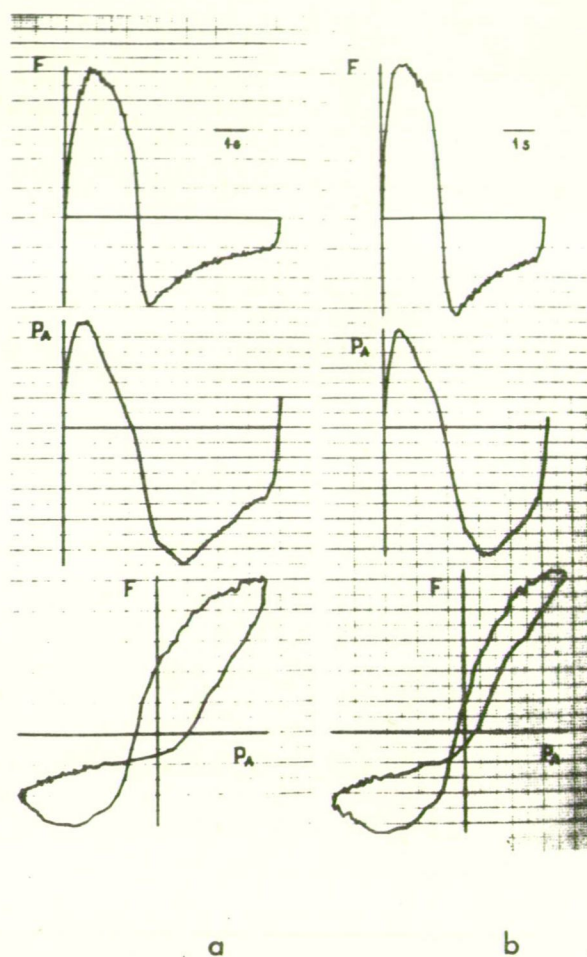
A fentiekben ismertetett eljárások lehetővé teszik, hogy viszonylag korrekt globális információkhoz jussunk a légzésmechanika légtuti részrendszerének működésére vonatkozóan. A légzésmechanika egészét tükröző egy további mennyiséget humán kísérletek során is viszonylag egyszerű módon, a transpulmonalis nyomás megfelelőjeként elfogadott oesophagus-nyomás mérése útján nyerhetünk.

periódusokat és rezisztencia-hurkaikat hasonlítjuk össze. Magasabb frekvenciával légző páciensek esetén (5. ábra) a nyitott (a) és a zárt (b) kabin esetén mért rezisztencia-hurkok eltérése még kicsi, hosszabb, elnyújtottabb légzéstípusnál (6. ábra) azonban már jelentős különbséget láthatunk. E különbség legjobban a nyomás és áramlás közötti fáziseltérésben jelentkezik, melyet az áramlás-kezdeti és végi nyomásértékek közötti távolság (un.hiszterézis) jól reprezentál.

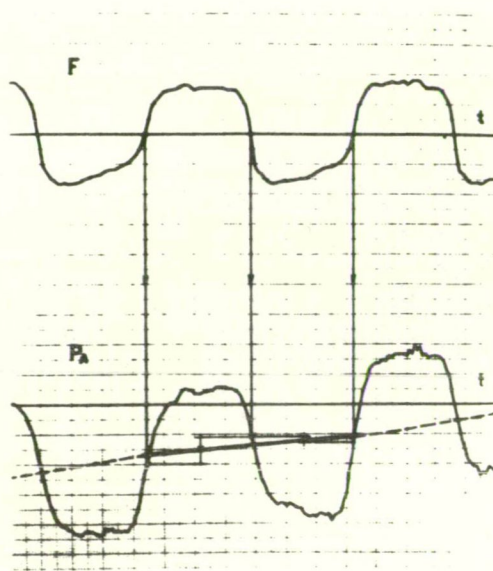
A fenti illusztrációkhoz is már a következőképpen korrigált kabinnyomást használtuk: egy légzési perióduson belül a kabin középnyomásának változását lineárisan közelítve, és feltételezve azt, hogy az áramlás belégzés-kezdeti és -végi nullátmeneteinél a nyomásértékek azonos abszolút értékek, minden periódusra konstruáltunk egy-egy nullvonalat (a nullvonal meghatározásának grafikus illusztrálása a 7. ábrán látható). A nyomásértékeket ezen új nullvonalra korrigáltuk, így a nyomásmérés és a digitalizálás értékhatarain belül már megengedhető a nyomásgörbe vándorlása és ennél fogva a tökéletesen zárt kabin



5. ábra

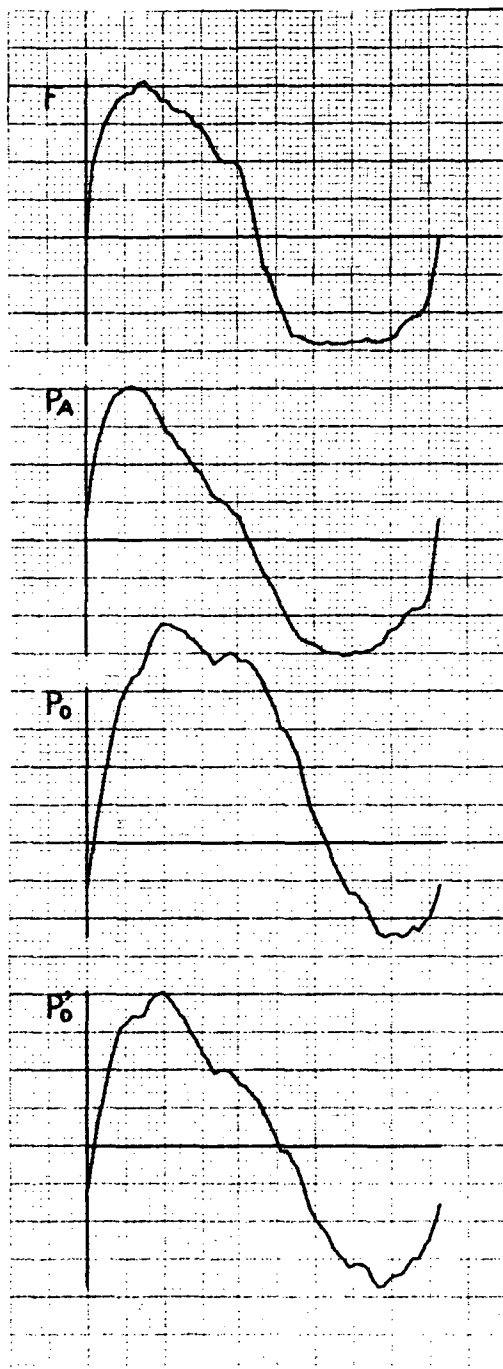


6. ábra



Az oesophagus-ballonnal mért nyomás a légúti áramlással többé-kevésbé szinkron változása mellett tartalmaz még egy másik összetevőt: az ún. elastikus komponenst, amely a spontán légzés tartományában a tüdő statikus előfeszítettségével, azaz a tüdő aktuális volumenével arányosnak tekinthető. A statikus nyomáskomponens leválasztása többek között az alveolaris és az oesophagus-nyomás összevethetősége miatt indokolt. Dinamikus mérési körülmények között azonban az áramlási nullátmenetekenél mért oe-

7. ábra



sophagus-nyomás értékei nem tekinthetők teljes egészükben e statikus előfeszítettség eredményének, hiszen már a léguti rendszer nem-rezisztív paraméterei is létrehozhatnak fáziseltolódásokat az áramlás és az alveolaris nyomás között. Korrekciós formulánk ezen előzetes megfontolásokat tükrözi:

$$P'_0(t) = P_0(t) - (1-h_c) P_0(t_0) -$$

$$- \frac{V(t)}{V(t_k)} \left[ P_0(t_k) - (1-2h_c) P_0(t_0) \right], \quad /5/$$

ahol  $P_0$  a mért (viszkoelasztikus),  $P'_0$  a korrigált (viszkózus) oesophagus-nyomás,  $h_c$  az ún. hiszterézis-együttható, melynek változtatásával a perióduskezdetkor mért nyomást részben, vagy teljes egészében fáziskülönbségként értelmezhetjük,  $V(t)$  a légzési volumen pillanatnyi értéke,  $t_0$  a periódus-kezdeti áramlási nullátmenet ( $F=0$ ,  $V=0$ ),  $t_k$  a belégzés-végi nullátmenet ( $F=0$ ,  $V = \text{max}$ ) időpontja. A 8. ábrán az áramlás, az alveolaris nyomás és a mért (viszkózus+elasztikus) oesophagus-nyomás alatt az utóbbi  $h_c = 1$  értékkel számított viszkózus komponensét tüntettük fel. Látható, hogy a viszkózus komponens jellegében sokkal közelebb áll az áramlás és az alveolaris nyomás lefolyásához, mint az oesophagus-nyomás totális értéke.

8. ábra

A mért és származtatott légzésmechanikai mennyiségeket tartalmazó második tárolási fázisban mindkét (totális és viszkózus) oesophagus-nyomást elhelyezük, a léguti áramlás, az alveolaris nyomás, a légzési volumen és az idő-

információk mellett.

Rajzolóprogram segítségével egy-egy periódus bármelyik légzésmechanikai mennyisége megjeleníthető időbeli lefolyásban, valamint bármelyik mennyiség ábrázolható egy másik függvényében (óramlás-nyomás és volumen-nyomás diagramok, stb.).

c.) A feldolgozás jelenlegi állapotának utolsó lépése az egyes légzési periódusok néhány globális jellemzőjének kiszámítása. Ennek során meghatározzuk a teljes periódusra, valamint a belégzési és kilégzési fázisra vonatkozó léguti áramlási munka értékét:

$$W_A = W_{Ai} + W_{Ae} = \int_{t_o}^{t_k} P_A F dt + \int_{t_k}^{t_N} P_A F dt, \quad /6/$$

valamint az oesophagus-nyomás viszkozus komponensével - a fentivel analóg módon - számított transpulmonalis viszkozus légzési munka értékét:

$$W_T = W_{Ti} + W_{Te} = \int_{t_o}^{t_k} P'_0 F dt + \int_{t_k}^{t_N} P'_0 F dt. \quad /7/$$

A fenti munkaértékek az adott  $V$  volumen ventillálása során végzett léguti, ill. transpulmonalis munkát fejezik ki. A légzésfunkciós diagnosztikában - az összehasonlíthatóság kedvéért - a munka légzési volumenegységre vonatkoztatott értékét szokás megadni. Ez a  $W_A = W_A/V$ , stb. hányadosok kiszámítását jelenti. Ezen értékek segítségével a bronchialis obstrukció mértékét jellemzik, bár erre a célra alkalmasabbak a léguti (ill. transpulmonalis) rezisztencia-jellegű mennyiségek. Az értékelés során ezért az

$$R_{eq} = \frac{W}{\int_{t_o}^{t_N} F^2 dt} \quad /8/$$



tipusu un. ekvivalens rezisztencia értékeinek kiszámítását végezzük. Az ekvivalens rezisztenciát olyan fiktív, állandó értékű ellenállásként definiáljuk, melyen az adott áramláslefolyás mellett a számított  $W$  munkával megegyező energiaveszteség lép fel, azaz  $R_{eq}$  a mért rendszerrel energetikailag ekvivalens lineáris rendszer energiafogyasztó komponensének felel meg. Mint globális légzésmechanikai paraméter, ezért sokkal inkább kifejezi a léguti (vagy transpulmonalis) rendszer egy biofizikai tulajdonságát, mint az áramlás időbeli lefolyására és a légzés frekvenciájára rendkívül érzékeny  $W$  munka értéke.



SZOTE Gyermekklinika OGYI Klinikai Farmakológiai Egység  
és Élettani Intézet

Automatikus on-line görbeanalízis asztali kalkulátorral elsősor-  
ban légzésfunkciós vizsgálatok céljaira<sup>\*</sup>

Szekeres István, Szekeres László és Murányi László

A Szegedi Orvostudományi Egyetem Gyermeklinikáján rutinszerűen végzett capnographiás vizsgálatok gépi kiértékeléséről és ennek alapjául szolgáló automatikus digitális adatelőkészítő berendezésünkről korábban beszámoltunk. A negyedik éve sikerrel alkalmazott módszer segítségével 1200 vizsgálat (több, mint 100.000 capnogram) feldolgozása történt meg.

Az új gyógyszerek hatásának vizsgálata - az általunk kifejlesztett pharmacocapnographiás módszer megtartása mellett - újabb, komplex módon végrehajtott vizsgálati módszerek alkalmazását, további fiziológiai adatok ismeretét teszi szükségessé. Metodikánk továbbfejlesztése, bővítése most is a hardware fejlesztésének függvénye.

A fejlesztés megvalósítására az alábbi lehetőségek közül választhattunk:

1. A meglévő tranzisztoros 1 csatornás adatelőkészítő berendezést továbbfejlesztjük és több csatornás mérés adatainak rögzítésére alkalmassá tesszük. Ebben az esetben a szalaglyukasztó működési sebessége nem elegendő. A berendezés méretei nem kívánatos mértékben megnövekednének.
2. Új berendezést építünk, amely szinkron üzemű, integrált áramkörös, az adatrögzítés mágnesszalagon történik. Geometria méretei is megfelelőek.
3. Asztali kalkulátort használunk a mérések adatainak fogadására, előválogatására. Az előmunkált adatokat vagy rögzítjük további feldolgozás céljára, vagy számolunk azokból a kalkulátorral és így az eredménye-

---

<sup>\*</sup> Az OMFB támogatásával készült munka

ket már a vizsgálat közben megkapjuk.

A harmadik lehetőség mellett hozott döntést megkönnyítette az a körülmény, hogy légzésfunkciós laboratóriumunk felszerelése 4-csatornás tömegspektrométerrel bővül, kimeneti jeleinek fogadása (tárolás) és viszonyítása (számolás) céljából egy programozható asztali kalkulátor beszerzése van folyamatban, amelyet - eredeti szándékolt feladata mellett - a légzésfunkciós vizsgálatokhoz is felhasználhatunk.

Az adatfeldolgozó rendszer létrehozása tehát arra szorítkozik, hogy az asztali kalkulátort ellássuk megfelelő csatoló egységekkel, amelyek perifériák csatlakoztatását teszik lehetővé. Az interface-egységek megépítése saját erőből könnyebben megvalósítható, mint új rendszer kifejlesztése és építése.

Ez év őszén előkísérleteket folytattunk, ezek tanulságai alapján történt a rendszer áramköri tervének elkészítése. A részletmegoldások és ötletek kipróbálása kísérleti paneleken felépített összeállításokban hasznos volt és lehetővé tette a programozással megvalósítandó műveletek előzetes kidolgozását is.

Az előkísérleteket a SZOTE Orvosi Vegytani Intézetének kalkulátorán végeztük. Köszönetet mondunk Marek Nándor adjunktusnak, aki erre lehetőséget biztosított számunkra.

Az előkísérletek részint arra irányultak, hogy a kalkulátorba betöltendő adatok milyen módon juttathatók be (minél rövidebb beolvasási idővel), részint pedig tájékozódni kívántunk a tekintetben, hogy az adatkezelést és a számolást mekkora terjedelmű program segítségével tudjuk lebonyolítani.

Az adatok be- és kivitelére az alábbi lehetőségeket használtuk fel :

a.) A kalkulátorral megrendelhető "Microinterface" használata max. 7 számjegy bevitelét biztosítja, 6 ms ismétlődési idővel. Alkalmos digitális kimenettel rendelkező berendezéseknek a kalkulátorral történő összekapcsolására. Két feladatra alkalmaztuk, az MKKL "Digimet" műszerének (mint A/D konverternek), valamint a Readmom 300 lyuksza-

lagolvasónak adaptálására. Ez utóbbinál a negatív (12 voltos) logikai szinteket saját összeállítású egyszerű szint-illesztő áramkör közbeiktatásával alakítottuk át TTL szintre.

b.) Saját építésű interface segítségével 12 számjegy bevihető, ilyen módon oldható meg célszerűen több csatornás mérés esetén az A/D konverterek adaptálása (4 db MIKI "Digital DC Meter"), amelyek - megrendelésünkre - 20 ms, vagy ennél nagyobb mintavételi idővel működnek, külső indítással.

c.) Adatok, vagy eredmények kivitele és szalaglyukasztó csatlakoztatása ugyancsak saját építésű interface révén lehetséges.

A program megírása, az adatkezelés és a számolás lebonyolítására, az alábbi megfontolások alapján történt.

A közeljövőben alkalmazni kívánt légzésfunkciós vizsgálatokat két csoportba sorolhatjuk.

A.) Az első csoportban említhetjük az immár negyedik éve rutinszerűen végzett pharmacocapnographiás vizsgálatok különféle típusait:

- status praensens vizsgálata,
- bronchus-reaktivitás vizsgálata (inhalatív provokáció),
- bronchodilatatio vizsgálata (pharmacotherapiás hatás),
- gyógyszer protectív hatásának vizsgálata a bronchusreaktivitásra,
- gyógyszer bronchus-reaktivitást fokozó hatásának vizsgálata.

Ezeknél a vizsgálatoknál az automatikus adatrögzítés 1... 30 perc időtartamon át szükséges. Az 1 csatornás mérés rögzítése általában 1... 12 m hosszúságú lyukszalagon történik vizsgálatonként. A kiszámított jellemzők percátlagát használjuk fel. A gépi számolás terjedelmes programot igényel, az eredmények 2-4 nap múlva állnak rendelkezésre. Ezen vizsgálat-típusok gépi feldolgozását célszerű továbbra is adatrögzítés és utólagos számolás révén, a SZOTE K.L. Számítástechnikai Központjában végezni.

B.) A másik csoportba sorolhatjuk azokat a vizsgálatokat, amelyek rövid ideig tartanak (max. 10-20 sec), általában egy, vagy csak néhány légvétel analizálásából állnak és az eredményre azonnal szükségünk van. Sok esetben többcsatornás mérést kell végezni, a szimultán mért adatokból történő számolás azonban nem igényel nagy terjedelmű programot.

Ilyen vizsgálatoknál igen előnyös a programozható asztali kalkulátor használata. Az adatrögzítést úgy oldjuk meg, hogy a mért adatokat elhelyezzük a memória-rekeszekben, majd a mérés befejezésekor elvégezzük a számolást, a vonatkozó program segítségével.

Az előbbieken említett hardware segítségével a második vizsgálatcsoportba tartozó esetekhez írtunk programokat. Mivel a tervezett feladat megoldhatóságát igazoltuk, hozzákezdhattunk a végleges hardware megépítéséhez.

Ezt megelőzően egy további lépést tettünk. A kalkulátor műszaki adottságainak és programozásának behatóbb ismerete révén valószínűnek látszott, hogy rendszerünk az első vizsgálatcsoportnál, tehát a terjedelmesebb vizsgálatok gépi feldolgozásánál is sikerrel alkalmazható. Megkíséreltük a capnographiás vizsgálatok feldolgozását. A kiszámolt eredmények helyességét ellenőrizhettük a SZOTE K.L. Számítástechnikai Központ által korábban kidolgozott program segítségével, negyedik éve rutinszerűen számolt eredmények alapján.

A próbálkozás sikeres volt. A kalkulátorral on-line végzett adatfeldolgozás több szegmensből álló, összesen 500 lépéses program segítségével történik. Rendszerünk felhasználhatóságának demonstrálására engedjék meg, hogy röviden ismertessük a feldolgozás menetét.

A capnogramok (a nyugalmi légzés folyamán nyert  $\text{CO}_2$  görbék) amplitudójának az A/D konverterről érkező értéksorából az előválogató program meghatározza a görbe kezdetét és végét, megadott értékhatárok és feltételek figyelembevételével. Megállapítja, hogy a talált görbe alakja kielégíti-e a "jó görbe" iránt támasztott követelményeket. Ha nem, újabb görbét keres. Ha igen, a görbe pontjainak értékeit tárolja. (Alakhibás görbék szelekciója.)

A görbe előtti alapvonal és a leszálló ág nagyobb része érdektelen számunkra, ezért ezen szakaszok kihagyásával csak a kiértékeléshez szükséges pontok (az informatív rész) tárolása történik meg. Így a viszonylag szerény memóriakapacitás mellett tárolni tudjuk a gyakorlatban előforduló leghosszabb görbét is.

A görbével együtt tárolt időjelzés alapján eldönti a kalkulátor, hogy az a megelőzőkkel azonos percbe tartozik-e.

Megtörténik a homlok- és platómeredekség kiszámítása. A programban foglalt alsó- és felső határérték alapján mérlegelésre kerül, hogy a kiszámított meredekségek reálisak-e. Ha nem, kimaradnak a számolásból, ha igen, tárolásra kerülnek. Egy-egy görbe kezelése kb. egy légvételnyi időt igényel, így gyakorlatilag minden második légvételt használjuk fel.

Ha az analizált görbe az előzőekkel azonos percbe tartozik, az előválogató program újabb görbét keres. Ha újabb percbe tartozó görbe érkezett, akkor a megelőző perc homlok- és platómeredekségeiből átlagot számol a kalkulátor, kiszámolja a hányadosokat és ezek átlagát, valamint a hányados átlagértékének %-os viszonyát a kiinduló percéhez képest. Kinyomtatja a kiszámított átlagértékeket és a hányados %-os értékét. A kinyomtatott értékeket a mágnesszalagos kazettás egység is rögzíti, utólagos statisztikai számolás elvégzése, vagy lyukszalagon történő rögzítés céljából.

Ezután folytatódik az újabb perc görbéinek előválogatása. Egy-egy perc adatkezelése annyi idő alatt megtörténik, hogy a következő perc kezdetekor az adatfeldolgozás megállás nélkül folytatódhat.

Amint azt már említettük, az ilyen típusu vizsgálatok számolását továbbra is az eddigi rutinmódszerrel kívánjuk végezni. Az ismertett saját program azonban - leegyszerűsítés után - igen lényeges és eddig hiányzó lehetőséget nyújt. A hányadosértékek %-os alakulása a vizsgálat folyamán rendkívül fontos információ számunkra, ezt monitorizálhatjuk a vázolt módon és a vizsgálatokat objektív kontroll mellett végezhetjük. Eközben az automatikus adatrögzítés a szokott módon folyhat.

A rövid ideig tartó, többnyire többszörös mérésen alapuló vizsgálatok vonatkozásában csupán az adatbevitel módjára kívántunk kitérni. Saját építésű interface segítségével 4 A/D konvertert tudunk csatlakoztatni a kalkulátorhoz. Csatornánként 3 számjegyes mérést végzünk, a mért értékeket 12 számjegyes szám alakjában, kimeneti tárolóban helyezzük el. A kalkulátor tároló regiszterei 12 számjegy befogadására alkalmasak, így egy-egy mintavételi helyen 4 csatornásan mért értékcsoporthoz egy-egy regiszterben könnyen elhelyezhető, néhány programlépés segítségével. A négy mért érték elkülönítése is software útján történik.

A közeljövőben rendelkezésünkre álló WANG 600-14 programozható asztali kalkulátor alapkészülékből, beépített kazettás mágneszalagos egységből és beépített nyomtatóból, valamint Microinterface egységből áll. Tárolókapacitása 1848 programlépés (2 K). A csatolóegységek végleges formában történő megépítése folyamatban van, a kialakított rendszert előreláthatóan jövő év első felében vehetjük rutinszerű használatba. Jelen ismertetésünkkel az előkísérletek során kialakított megoldásokat és tapasztalatainkat kívántuk közreadni.

A BNV-n bemutatott magyar gyártmányu, EMG 666 asztali kalkulátort nem volt módunkban ilyen részletességgel tanulmányozni. Megítélésünk szerint felhasználható volna hasonló célra, de kereskedelmi forgalomban még nem kapható. Az általunk alkalmazott WANG kalkulátor, amelyből Szegeden már több példány működik, ügyesen megszerkesztett be- és kimeneti megoldása, valamint célszerű programozási módja folytán céljainkra rendkívül alkalmasnak bizonyult. Jó vélemény alakult ki róla.

Az elmondottak lényegét az alábbiakban foglalhatjuk össze :

Programozható WANG asztali kalkulátorból és részint saját építésű, részint magyar gyártmányu periféria-egységekből álló rendszert hoztunk létre, amellyel a hozzákapcsolt légzésfunkciós vizsgáló műszerek (Capnograph, Pneumotachgraph, tömegspektrometer, stb.) kimeneti jeléből on-line görbeanalízist végzünk. Analóg és digitális kimenetű mérőműszerek egyaránt csatlakoztathatók hozzá. A rendszer adatelőkészítő és adatrögzítő feladat ellátására is alkalmas.



## INFELOR Rendszertechnikai Vállalat

### Kórházi számítógépes rendszerek automatizálási és műszerezési előfeltételeinek biztosítása

#### - Automatikus légzésfunkciós vizsgálórendszer -

Káldi Tamás, Pótz Péter és Keresztély Zsolt

A különböző országokban működő és tervezés alatt álló kórházi számítógépes rendszerek célkitűzéseikben, a szolgáltatások fontossági sorrendjében a legnagyobb változatosságot mutatják. Egy alkalmazási terület azonban mindig szerepel a listán, legtöbbször előkelő helyen: a műszeres vizsgálatokat végző szervezeti egységek valamilyen szintű számítógépes segítése. Forgalmának volumene miatt egy általános kórházban a klinikai-kémiai laboratórium kerül szóba leggyakrabban.

Érdeemes áttekinteni ennek a nagy gyakorisággal előforduló célkitűzésnek a hátterét. A feladat megoldása a többi felmerülő területhez viszonyítva nehezebbnek tűnik, itt ugyanis a szervezési feltételek biztosításán túl, igényes műszaki előfeltételeket is biztosítani kell. Korszerű laboratóriumi műszerezés nélkül ugyanis nem várható eredményes számítógéppalkalmazás, de a labor-automatizálást kiszolgáló rendszerek is fejlettebb számítástechnikai megoldásokat kívánnak meg. Végül, de természetesen elsősorban, a siker érdekében a jó működést megalapozó érdemi szakterületet, pl. a klinikai kémiát, a légzésfunkciós vizsgálatot is magasabb szintre kell emelni.

Az, hogy a felsorolt nehézségek ellenére a labor-alrendszerek ilyen előkelő helyet foglalnak el a számítógépesítési programokban arra mutat, hogy a vizsgáló laboratóriumok működése valóban a kórházak központi problémája. Ez így is van, hiszen a laboratóriumok munkájának mennyisége és minősége adja egyre fokozódó mértékben a gyógyítási munka szilárd, objektív bázisát. E terület fejlesztése azonban más okból is hálás: a laboratóriumok működésével kapcsolatban egyértelmű, vitathatatlan célkritériumok tűzhetők ki. Ilyen a szolgáltatás minőségének (megbízhatóság, pontosság) javítása, a vizsgálatok költségének csökkentése, és

talán a legjelentősebb: a vizsgálatok idejének csökkentése, amely által a bennfekvési idő igen jelentős mérséklése látszik elérhetőnek. Az ebből származó világosnak tűnő előny ellenére az ilyen irányú törekvések hazai kórházainkban nem mondhatók tipikusnak. Ez a hely mutatkozik alkalmasnak arra, hogy hangot adjunk annak a vizsgálatok területén túl is érvényes meggyőződésünknek, miszerint helytelen a számítógépek kórházi alkalmazását a kórházi kapacitás extenzív jellegű fejlesztésének szükséglete miatt elodáztatni. A számítógép-alkalmazások legfőbb célja a gyógyító kapacitás növelése, éppugy mint a kórházi ágyak szaporításának, sőt ha az orvosképzési, munkaerő ellátási és építőkapacitási problémákat is figyelembe vesszük, a számítógépesítés hatékonyabb eszközének bizonyulhat az utóbb említett mód kizárólagos alkalmazásával szemben.

Vannak megfontolások, amelyek - az egészségügy objektív igényeivel egybehangzón - arra mutatnak, hogy a magyar számítástechnikában kialakult helyzet kedvezően támasztja alá a kórházi és szűrőhálózati vizsgáló laboratóriumok számítógépesítésének fejlesztését. A laborautomatizálás tipikusan kisszámítógépes terület, így módon az ismert okok miatt jól illeszkedik a hazai számítástechnikai fejlesztésbe, sőt nemzetközi együttműködési kötelezettségeinket figyelembe véve fontos feladatunk is. A téma az u.n. "nem ipari real-time alkalmazások" körébe tartozik. Az R-10 gép jellemzőinél fogva real-time feladatokra különösen alkalmasnak minősül, elmaradás mutatkozik azonban a kimondottan ipari periféria fejlesztése területén, így kerül előtérbe a nem ipari alkalmazás. Az elismerten fejlett magyar orvostechnikai ipar feljogosított bennünket arra a reményre, hogy hazai erőből megfelelő színvonalu "orvosi periféria" hozható létre. Így került sor arra, hogy a MEDICOR Művek megbízása alapján a MEDICOR, az Országos Korányi Tbc és Pulmonológiai Intézet és az INFELOR együttműködésével olyan műszerrendszer fejlesztése induljon meg, amely eleve figyelembe veszi a számítógépesítés által támasztott korszerű követelményeket.

A meglévő laboratóriumok számítógépesítésénél általában különböző cégek által különböző időben gyártott heterogén műszerparkkal állunk szemben. A mérések automatizálásának és gépi kiértékelésének az a szokásos módszere, hogy a meglévő műszerekből kiindulva, azoknak meglehetősen vegyes kimenő jeleit alakítják tetemes ráfordítással számítógépbe vihető formára. Az így kialakított rendszer körültekintő tervezés esetén életképes, de még szerencsés esetben sem közelíti meg a

korszerű, rendszertechnikai módszerekkel felépített műszerezés előnyeit.

A heterogén műszerparkkal mégis mindig szembe kell nézni a gyakorlatban, hiszen teljes új beruházásra ritkán van lehetőség, és az összes orvosi mérési igényt sem lehet azonos korszerűségi szinten kielégíteni. Ismeretes, hogy pl. a kémiai elemzés területét kiszolgáló korszerű automatikus analizátorok előállítására csak néhány speciális világcég vállalkozik a feladat bonyolultsága miatt. A jól szervezett számítógéppel segített laboratórium a mérések egy részének hagyományos elvégzése esetén is nagy előnyöket kínál a jelenlegi állapottal szemben.

Azzal, hogy a MEDICOR Művek vállalkozott egy orvosi szakterületet teljesen lefedő egységes, korszerű műszerrendszer kifejlesztésére és gyártására, nagy lépést tett a számítógépesített kórház műszaki előfeltételeinek biztosítása felé.

A RESPIRATRON műszerrendszer tervezésének első lépéseként a felhasználói igények széleskörű felmérése történt meg. E felmérés alapján született az Orvostechikai Rendszerterv című dokumentum (ORT), amely a légzésfunkciós vizsgálatok területén szóbajöhető paramétereket, és az ezen gyógyászati terület által igényelt mérési összeállításokat, a műszerrendszer várható alkalmazásait írja le.

A paraméterek a következő csoportokba sorolhatók:

1. Időfüggvények (folyamatos regisztrátum) pl. pneumotachogram.
2. Folyamatos regisztrátum szélsőértékei, pl. vitálkapacitás.
3. Folyamatos regisztrátum bizonyos idő intervallumban mért amplitúdója pl. FEV1.
4. Folyamatos regisztrátum bizonyos intervallumban mért meredeksége.
5. Valamely paraméter egy másik paraméter függvényében, pl. légzési sebesség - térfogat diagram.
6. Hányados, ill. szorzat jellegű mennyiségek, pl. respirációs kvóciens.
7. Idő szerinti integrálással nyerhető mennyiségek, pl. percventilláció.
8. Paraméter szerinti integrálással nyerhető mennyiségek, pl. oxigénfogyasztás.

9. Folyamatos időszerinti differenciálással nyerhető paraméterek, pl. differenciált kapnogram.

Az ORT adatlapok tartalmazzák a fenti csoportokba sorolt paraméterek definícióját, maximális és minimális értékeit, mérésük módját, diagnosztikai értéküket, stb. A paraméterek összegyűjtése a megvalósíthatóság és gazdaságosság messzemenő figyelmen kívül hagyásával történt, az e szempontok szerinti elbírálás egy következő tervezési fázis feladata volt.

Az ORT két csoportra osztva (egészséges és beteg páciensek) felsorolja és leírja a várható alkalmazásokat, amelyek :

egészséges páciensek esetén :

- szűrővizsgálat
- sportorvosi vizsgálat
- munkaképességcsökkenés vizsgálatok
- alkalmassági vizsgálatok

beteg páciensek esetén :

- globális spirometria
- légzésmechanikai vizsgálat
- preoperatív vizsgálatok
- postoperatív vizsgálatok.

Kitér az ORT a légzésfunkciós vizsgálatok egy speciális problémájára, ti. arra, hogy a belégzett és kilégzett levegő fizikai állapota különböző, a közvetlen összehasonlíthatósághoz tehát korrekciót kell végezni.

A tervezés következő fázisa az ORT és a logikai tervezés közötti szakadék áthidalása volt. Ezt a feladatot az Elektronikai Rendszerterv (ERT) elkészítésével kívántuk megoldani. Az ERT volt hivatva biztosítani, hogy az ORT-be szándékosan nyakló nélkül felvett paraméterek és alkalmazások közül csak a gazdaságosan mérhető és megvalósíthatók szerepeljenek a rendszerben. Az ERT központi problémája volt : hogyan kell a paramétereket csoportosítani úgy, hogy lehetőleg kevés számú mérőegység, "modul" segítségével valamennyi alkalmazást le lehessen

sen fedni éspedig olymódon, hogy az egyes alkalmazásokban minél kevesebb "felesleges", más alkalmazások esetén szükséges paraméter szerepeljen. Az egyes variánsok elbírálására számszerű értékelési rendszert dolgoztunk ki. Az ezen értékelés után versenyben maradt két csoportosítás közül a fejlesztést finanszírozó vállalat választotta ki a számára alkalmasat.

Az ERT megadja az ORT által felvetett - a ki és belégzett levegő fizikai állapotának különbségéből származó - probléma megoldását és leírja a korrekciót végző háromváltozós függvény lineáris közelítésének számítását.

Szerepel az ERT-ben az egyes paraméterek kiszámításának kváziformális leírása is, amely alkalmas arra, hogy tetszőlegesen csoportosított paraméterek esetén nyerjük az ezen paramétereket kiszámító modul működésének leírását. A rendszer moduljainak logikai tervezése a kváziformális leírás alapján indult.

Az ERT utolsó fejezete ismerteti a terv készítésének időpontjában ismeretes, a témakörbe vágó műszereket, és kísérletet tesz az értékelésre.

Az ERT elkészítésekor olyan megoldást kellett keresnünk, amelyben :

- valamennyi alkalmazást le lehet fedni ugyanazzal a modulkészlettel,
- biztosítani kellett a rendszer kiterjeszthetőségét, vagyis azt, hogy a rendszerbe legyenek beilleszthetők újabb, jelenleg meghatározatlan készülékegységek, végül
- biztosítani kellett a készülék csatlakoztathatóságát más, esetleg nem időazonos működésű rendszerekhez, ennek érdekében el kellett látni olyan nemzetközileg szabványosított interface-szel, amely biztosítja számítógéppel, vagy más, hasonló rendszerrel való együttműködést.

A feladat megoldására sinorientált architektúrájú moduláris megoldást választottunk. A modulokat sinrendszer köti össze, amelyen az információ zajlik. Ez a sin 12 bit széles, és 16 paraméter időmultiplexelt átvitelére alkalmas egy adott konfigurációban. A modulok autonóm működésűek, tehát tápfeszültség és minimális vezérlőjeligényűktől eltekint-

ve önmagukban is működőképesek. A modulok két csoportba sorolhatók: lehetnek feldolgozómodulok vagy szervizmodulok. Minden feldolgozómodul előlapján szerepelhetnek kijelzők, amelyek a modul által mért paramétereket jelenítik meg, lehetséges azonban a specializált kijelzőmodulok használata is. A modulok e sinrendszerre bárhol csatlakozhatnak, sorrendjük a működést nem befolyásolja.

A sinrendszer és külső adatfeldolgozó rendszer közötti kapcsolatot egy szervizmodul biztosítja, amely a kiválasztott paraméterek értékét a megfelelő időpontban, azonosítóval ellátva, jegysorosan bocsátja ki BSI (British Standard Interface) interface-en át.

Valamennyi digitálisan mért paraméter mérése három digit pontossággal történik, az analóg paraméterek feszültség és áram formájában is rendelkezésre állnak pl. regisztrálás céljára.

A rendelkezésre álló modulok választéka, funkciójuk és az általuk mért paraméterek, definíciójukkal együtt a következők:

#### 1. Feldolgozómodulok:

##### 1.1. S modul

1.1.1. Tachogram: a szájból lezárt orrnyílások mellett légzés alkalmával ki és beáramló levegő térfogatsebessége

1.1.2. Spirogram: a ki- és beáramló levegő térfogata.

##### 1.2. F modul

1.2.1. Vítákapacitás: maximális belégzés után erőltetve kifújható maximális levegőmennyiség

1.2.2. Erőltetett belégzési térfogat: erőltetett kilégzés után, hirtelen, maximális erővel maximálisan beszívható levegőmennyiség 1 mp alatt

1.2.3. Erőltetett kilégzési térfogat: maximális belégzés után erőltetve, maximális erővel hirtelen, a kilégzés első másodpercében kifújt levegő mennyisége

1.2.4. Tiffeneau szám belégzésre: megadja, hogy az erőltetett belégzési térfogat hány százaléka a vítákapacitásnak

1.2.5. Tiffeneau szám kilégzésre : megadja, hogy az erőltetett kilégzési térfogat hány százaléka a vitálkapacitásnak

1.2.6. Peak-flow : az áramló levegő térfogatsebességének csúcserőértéke.

### 1.3. N modul

1.3.1. Légzésszám: az egy perc alatt befejezett kilégzések száma

1.3.2. Légzési volumen : az egy légzés során kilégzett levegő térfogata

1.3.3. Percventilláció : a légzés során 1 perc alatt megmozgatott levegő térfogata.

### 1.4. T modul

1.4.1. Testhőmérséklet

### 1.5. V modul

1.5.1. Szisztolés vérnyomás

1.5.2. Diasztolés vérnyomás

1.5.3. Pulzusszám

### 1.6. G modul

1.6.1. Oxigénfogyasztás : az 1 perc alatt felhasznált oxigén térfogata

1.6.2. Széndioxidtermelés : az 1 perc alatt kiürített széndioxid mennyisége

1.6.3. Respirációs kvóciens: a széndioxidtermelés és az oxigénfogyasztás hányadosa.

## 2. Szervizmodulok :

2.1. Tápegység

2.2. Vezérlőmodul

2.3. K modul (3 db háromdigites paraméter kijelzésére alkalmas)

2.4. FJ modul : a kiválasztott paraméter adott, beállítható értékének elérésekor figyelmeztető jelzést ad (négy paraméter

figyelésére alkalmas)

2.5. VJ modul : a kiválasztott paraméter adott, beállítható értékének elérésekor vészjelzést ad (négy paraméter figyelésére alkalmas)

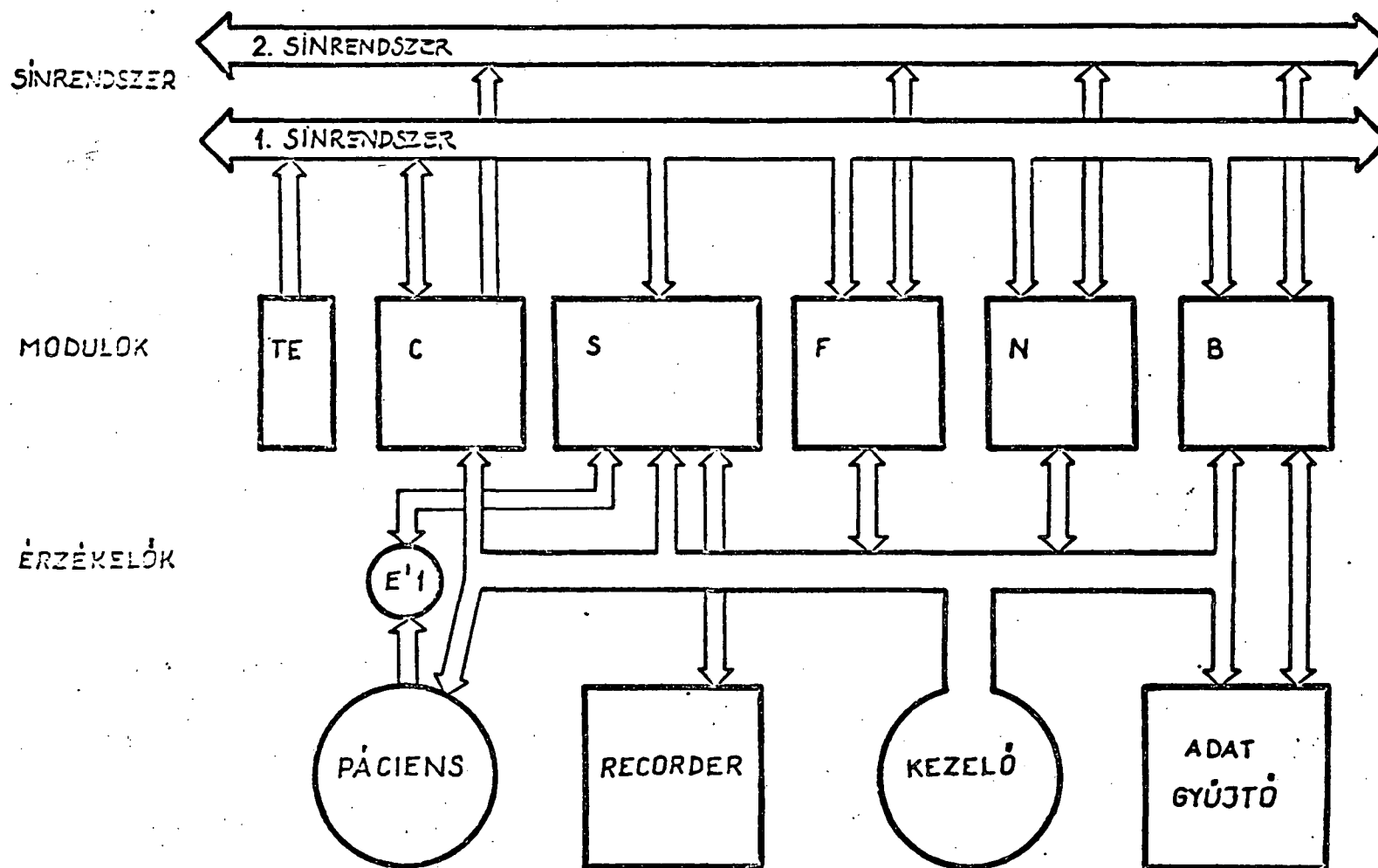
2.6. E modul : három paraméter figyelésével megállapítja az ergosztázis beállításának tényét és időpontját,

2.7. B modul : biztosítja a paraméterek átadását külső adatgyűjtő számára BSI interface-en át.

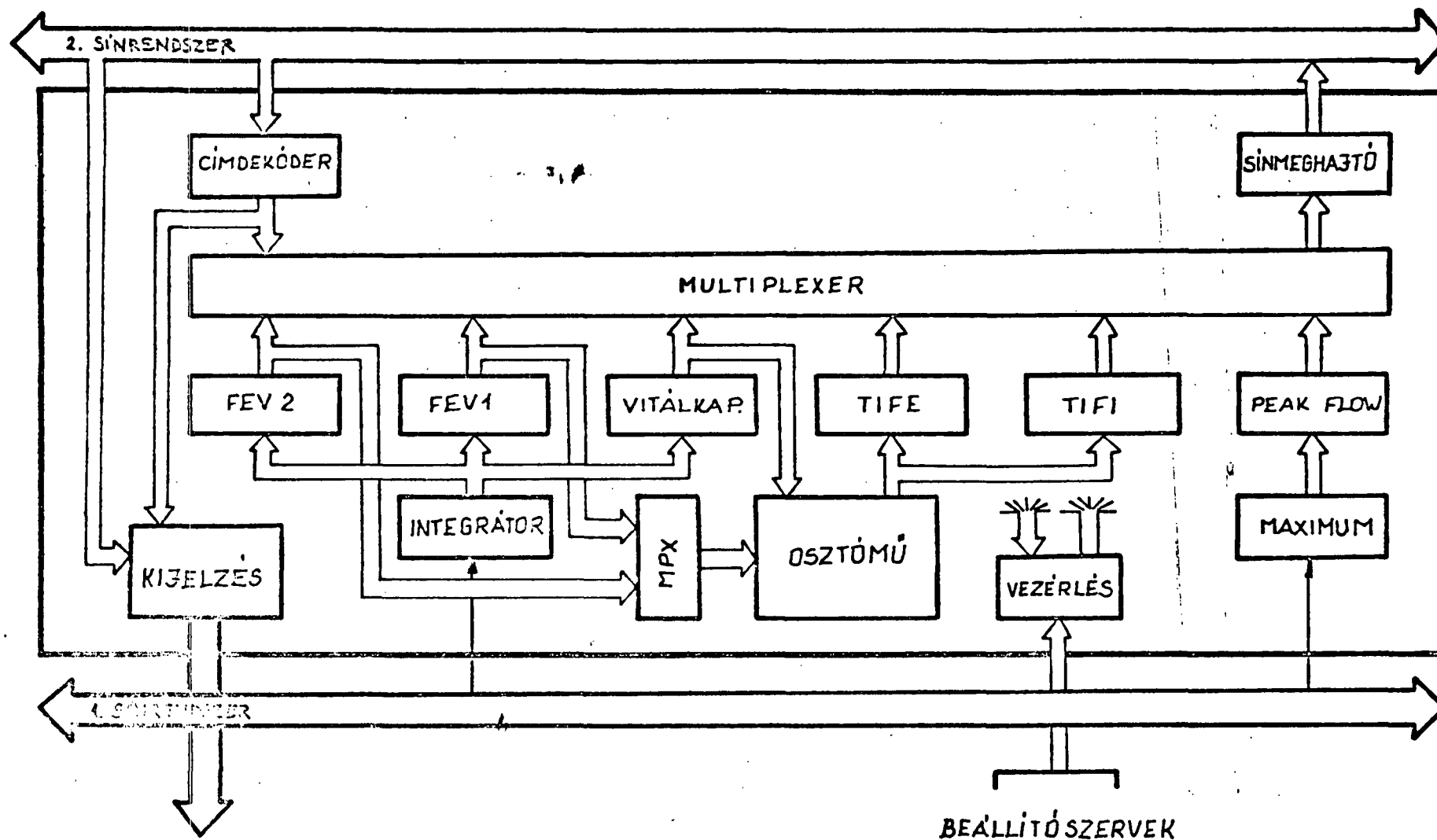
Jól látható módon e készülék és a laboratóriumban vagy a kórház más helyén üzemelő számítógép között a funkciókat úgy osztottuk fel, hogy lehetőleg a méréstechnikai funkciók minél nagyobb része essen az RSP modulok oldalára. Ezt a szükség diktálta így, mivel a műszer várható alkalmazási területein pillanatnyilag nem áll rendelkezésre egyetlen számítógép sem, és a jelek szerint a következő néhány évben sem lesz ez általános. Ha azonban a jövőt kívánjuk fürkészni, azt találjuk, hogy az egy kristálylemezken megvalósítható központi egységek, a mikroprocesszorok megjelenése a piacon az autonóm működésű, viszonylag komplex aritmetikai műveleteket is magában elvégző mérőműszerek csillagát fényesíti, a problémának ilyen megközelítése tehát még a jövő szempontjából sem tekinthető elhibáztattnak.

A szerzők köszönetüket fejezik ki dr. Hutás Imre igazgató főorvosnak és munkatársainak, valamint Satori Gyulának a Medicor Művek Spirometriai Laboratórium vezetőjének és munkatársainak a munkában nyújtott értékes orvosi, orvostechnikai és technológiai támogatásért.





1. ábra  
A RESPIRATRON rendszer vázlata egy  
fiktív alkalmazás esetén



2. ábra  
F modul blokkvázlat

### Irodalom

1. Marion, L. et. al.: On-line Computerized Spirometry in 738 Normal Adults. American Review of Respiratory Disease, Vol. 100: 780-790.
2. Brandt, H.J., von Bunau, H.: Messwertverarbeitung durch Analogrechner zur Sofortdarstellung Standardisierter Zeitmittelwerte in der Spiroergometrie. Pneumologie 143: 61-77 (1970).
3. Gulesian, P.J.: The Design of Modern Instrumentation for the Measurement of Gas Expired from the Lung. Med.and Biol. Engng. 9: 247-254 (1971).
4. Amrein, R. et al.: Neue Normalwerte für die Lungenfunktionsprüfung mit der Ganzkörperplethysmographie. Deutsche Medizinische Wochenschrift Nr. 36: 1785-1793.
5. Aström, T., O. Wigertz: A Digital Computer for Automatic breath by breath calculation of respiratory functions. Reports from the Laboratory of Aviation and Naval Medicine, Karolinska Institutet, Stockholm, 1966.márc.
6. Berlin, M.M.: Computers in the Laboratory, Computers and automation Vol. 19, No 6.
7. Rittel, H.F., E. Waterloh: Entstehung, Erfassung und elektronische Verarbeitung von Signalen für die Atmung. Prax.Pneumol. 27 (1973): 27-35.
8. - Bedside Processors Handle Intensive Care in Hospitals. Electronics (szept. 5.) 1974: 29-30.



SZOTE Központi Kutató Laboratórium Számítástechnikai Központ  
és II. Belgyógyászati Klinika

Vektor-elektrokardiogramok számítógéppel történő  
feldolgozása során nyert tapasztalataink

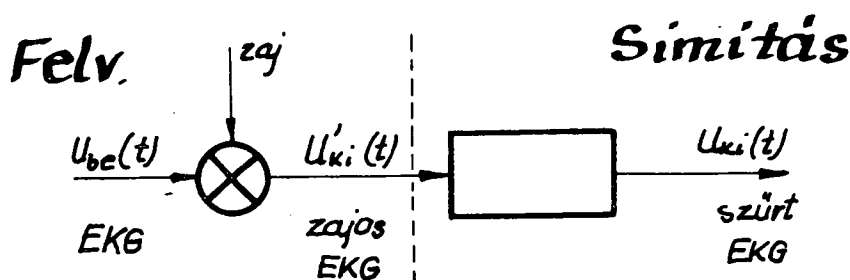
Kasza Ferenc, Csanády Miklós és Kalapis István

Az elektrokardiográfia a szív akciós potenciálját grafikusan ábrázolja az idő függvényében. Ebből a feszültség - idő függvényből a diagnosztizáló orvos következtetéseket vonhat le a szív normális, illetve kóros működésére vonatkozóan. A vektorkardiográfiás eljárás során, amely viszonylag új vizsgálati módszer, lehetővé válik a szív működéséből keletkező feszültségkülönbségek térbeli ábrázolása és kvantitatív értékelése. Mivel a vektor-elektrokardiogramok részletes adatainak értékelése meglehetősen nagyszámu, azonos jellegű számítást igényel, ezért világszerte történtek törekvések számítógép alkalmazására e témában. Jelen előadásunkban a QRS komplexus analízisének egy lehetséges számítógépes változatát ismertetjük.

A Szegedi Orvostudományi Egyetem II. Belgyógyászati Klinikáján egy Hewlett - Packard vektorkardiográfia, Frank szisztémával vesszük fel a három ortogonális elvezetés bioelektromos jeleit. Ezeket a jeleket egy Tesla gyártmányú sztereomagnetofonon rögzítjük. A mágneses jeltárolón rögzített szinkron elvezetések digitalizálása egy analóg - digitál konverter segítségével történik. Egy-egy betegről előre kiválasztott intervallumot digitalizálunk, kb. 4 másodperc hosszúságú, ez átlagosan öt szívütést jelent. Az analóg - digitál konverter mintavételezési idejét 2 msec-nak választottuk, azaz 500 mintát veszünk másodpercenként és elvezetésenként. A bemenő feszültség  $\pm 1$  V-os határok között változhat, s ez a tartomány 256 kvantálási szintnek felel meg. Az így digitalizált jelet bináris kódban 8 csatornás lyukszalagon tároljuk.

A QRS komplexus vizsgálata során az egyik legnagyobb problémát az analóg jelre a rögzítéskor szuperponálódó 50 Hz-es hálózati zaj okozza. Feladat tehát az, hogy ezt a zajt úgy szűrjük ki, hogy a vektor-elektrokardiogram a lehető legkisebb torzulást szenvedje el. Leggyakrabban zajszűrés céljából átlagolási módszereket alkalmaznak, ezért először mi is egyszerű három pontos mozgó átlagolással próbálkoztunk. A szimuláció során nyert görbék vizuálisan az oszcilloszkóp ernyőjén ellenőriztük, ezenkívül számított értékek alapján is következtettünk arra, hogy megfelelő volt-e a szűrés. Az eredmények nem voltak kielégítőek, ezért az eljárás finomítása vált szükségessé. Erre az irodalomban Pipberger, illetve Macfarlane által ajánlott módszer látszott a legalkalmasabbnak.

E módszer lényege a következő: ha feltesszük, hogy a következő átviteli rendszer lineáris, ahol a bemenőjel a szívről elvezetett EKG és a kimenőjel a zajos EKG, akkor nyilvánvalóan olyan lineáris átviteli rendszert kell tervezni, amely bemenetére a zajt tartalmazó jelet vezetve, kimenetén a zajmentes jelet jelenik meg.



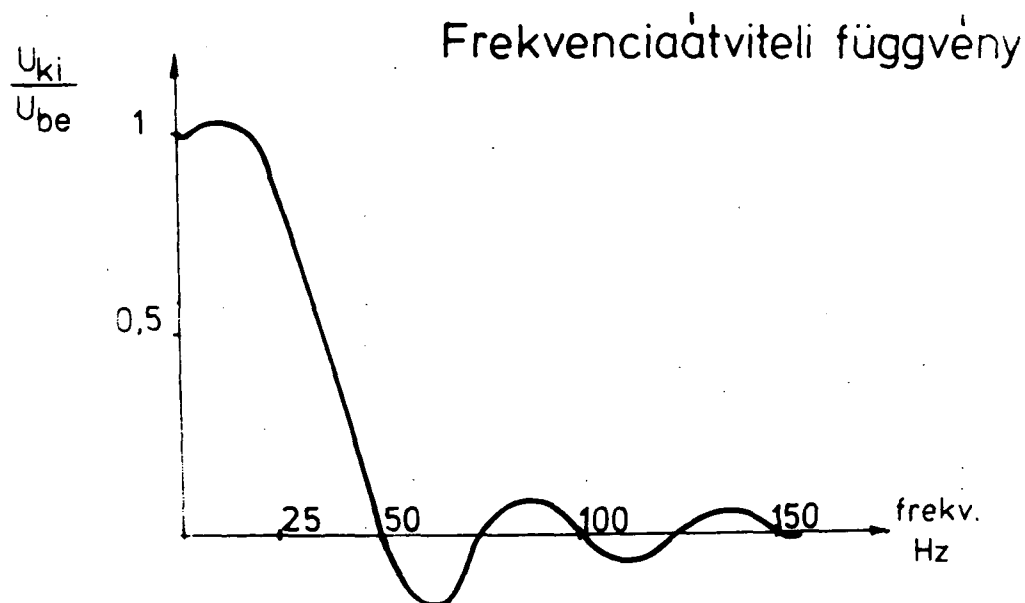
Lineáris átviteli rendszerek esetén, ha a be- és kimenőjelek folytonosak, akkor a kimenő és bemenő jel közötti kapcsolatot egy konvolúciós integrál határozza meg. Abban az esetben, ha mindkét jel diszkrét, akkor a zajt tartalmazó  $u(t)$  jelből a zajmentes  $v(t)$  jelet a következő összeg adja meg:

$$v(t) = \sum_{\tau=-N}^N u(t - \tau) \lambda(\tau) \quad /1.1/$$

Ez az összeg egy súlyozott mozgó átlag, probléma a  $\lambda(\tau)$  súlyok meghatározása. Macfarlane abból a megfontolásból, hogy az 50 Hz-es zaj eliminálódjon és a kisebb frekvenciájú EKG jelek torzítás mentesek maradjanak, az  $N$ -t 10-nek és  $\lambda(\tau)$ -t a következő összefüggésnek megfelelően választotta:

$$\lambda(\tau) = \begin{cases} \frac{1}{20} \left( 1 + \cos \frac{\pi}{10} \tau \right); & \tau = 0, \pm 1, \dots, \pm 9 \\ -\frac{1}{40} & ; \tau = \pm 10 \end{cases} \quad /1.2/$$

Ha ezzel a súlyfüggvénnyel ábrázoljuk a kimenő és bemenő jelek viszonyát (1. ábra), akkor látható, hogy az 50 Hz frekvenciájú jelek elnyomódnak, míg a 25 Hz-nél kisebb frekvenciájú EKG komponensek amplitúdója változatlan marad, illetve kismértékben megnő, ugyanakkor a 25 Hz felettiiek erőteljesen gyengülnek.



1. ábra

A módszert az előbb vázolt jó tulajdonságai miatt alkalmaznak itéltük a felvételre került vektor-elektrokardiogramok zajszűrésére. Ennek a szűrés eljárásnak programját a CII 10010 számítógép FORTRAN reprezentánsán írtuk meg. A program futási ideje 6048 pontból álló görbére 16 perc. A kimenő jelet bináris formában lyukszalagon kapjuk.

Mivel a zajszűrést a fentiek szerint számunkra megnyugtató módon sikerült megoldani, lehetővé vált fő célkitűzésünk, a QRS komplexus analízise.

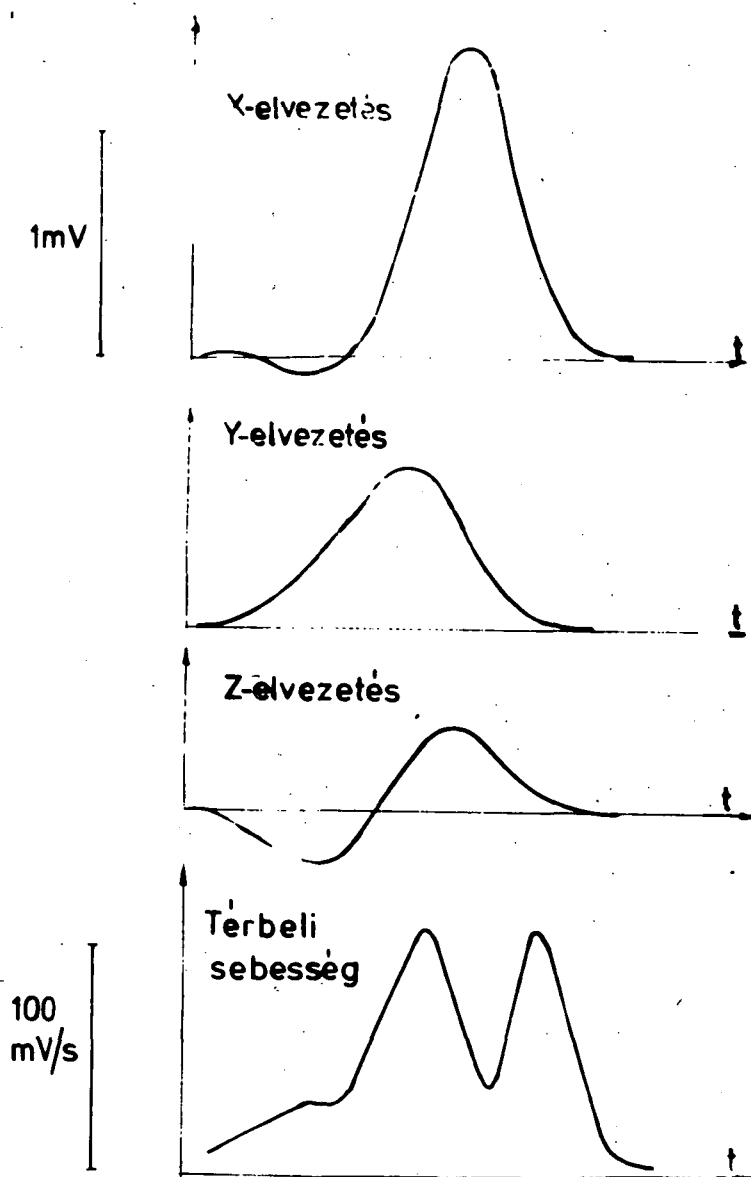
A mérési intervallumon belül a QRS komplexusok kijelölésére legalkalmasabbnak a térbeli sebesség vizsgálata látszik, ugyanis a QRS komplexusra a hirtelen és viszonylag nagy mértékű változások a jellemzőek. Definíáljuk a térbeli sebességet a következő módon:

$$S = \sqrt{\left(\frac{\Delta x}{\Delta t}\right)^2 + \left(\frac{\Delta y}{\Delta t}\right)^2 + \left(\frac{\Delta z}{\Delta t}\right)^2} \quad /2/$$

itt  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$  rendre az X, Y, Z elvezetésekben két mérési pont amplitúdó-eltérése mV-ban, a  $\Delta t$  esetünkben 2 msec. Egy periódust vizsgálva az tapasztalható, hogy a térbeli sebesség görbéjének a QRS ideje alatt határozott maximuma van, előtte, ill. utána meredeken csökken közel a nulla szintig. A 2. ábrán csak a térbeli QRS komplexus X, Y, Z elvezetésének képe, valamint az ezeknek megfelelő sebességgörbe látható.

Az ideális vizsgálati módszer az lenne, hogy egy elegendően nagy intervallumon a térbeli sebességgörbe maximumától az idő tengelyen előre, illetve hátra olyan függvényértékeket keressünk, melyek egy kiválasztott küszöb fölé esnek, s ezeknek megfelelő mérési pontokat tekintsük a QRS komplexusnak. Ez a módszer számítógépünk kis operatív memóriája miatt nem valósítható meg. Ezért olyan sebességérték küszöböt kerestünk, amelynél a QRS sebessége biztosan nagyobb. A mérési intervallum kezdetétől szekvenciálisan vizsgálva a sebesség értékeket, a küszöb fölé esők csak QRS "gyanus" pontoknak tekinthetők, mert a P és T hullámoknál is lehet ennél nagyobb a térbeli sebesség. Ha a nagy se-





2. ábra

bességű intervallum 44 msec-nál hosszabb és középső részén a sebességek átlaga valamely empirikusan választott számnál nagyobb, akkor ténylegesen egy QRS komplexust találtunk meg. A küszöbértékek függnék a felvételkor beállított osztás mértékétől, a lehetsé-

ges 0.5, 1, 2, 5-ös osztók esetén 5.6, 8.83, 12.4, 31.2 mV/sec értékek adódtak. A QRS komplexus terminális részén a jel futása lelassulhat, ezért a 22-ik megtalált QRS ponttól kezdve egy küszöb alá esést is megengedünk. Ha két egymásutáni sebesség kisebb ennél a kritikus értéknél, akkor az egész QRS komplexust kijelöltük. A QRS komplexus legelső elemét tekintjük alapvonalnak, ezen pont három elvezetésbeli komponenséhez viszonyítjuk a többi pontot.

A megtalált térbeli QRS komplexus síkvetületeinek képét egy 80 pozíciós sornyomatón kapjuk meg. A 3, 4, 5. ábrákon a három síkvetületnek megfelelően frontális, horizontális és bal szagittális siku Lissajous-hurkok láthatók. A nemzetközi konvencióknak megfelelően a frontális síkban az X tengely jobbra az Y tengely lefelé pozitív, horizontális síkban az X tengely jobbra, Z felfelé pozitív, míg a szagittális síkban Z jobbra, Y pedig lefelé irányított. Természetesen lehetőség van a fentiektől eltérő tengelyirányítások melletti Lissajous-görbék kinyomtatására is.

Míg az előző program csak egy QRS komplexust használ beemelő paraméterként, addig a most ismertetésre kerülőnél az összes megtalált komplexus szerepel kiindulási adatként.

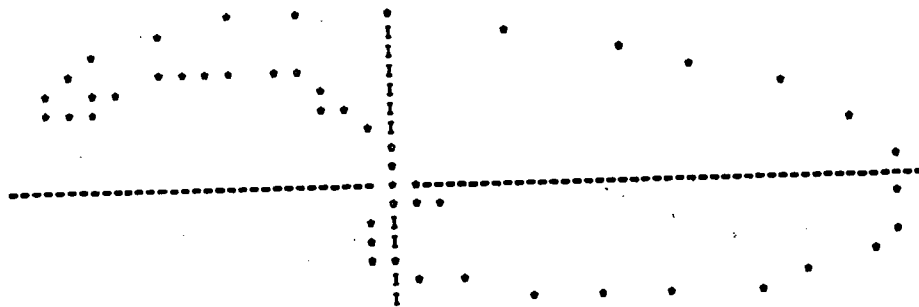
A program lényegében egy átlagos QRS komplexust állít elő, úgy, hogy az egyes komplexusok időtartamát nyolc egyenlő részre osztja, majd az osztáspontok megfelelő koordinátáit átlagolja. Változó alapvonalal dolgozik, azaz minden QRS legelső pontjának X, Y, Z elvezetésbeli értékét veszi arra a komplexusra vonatkozóan alapvonalnak. Ez a megoldás lehetőséget ad arra, hogy a vizsgált személy felvétel közbeni esetleges mozgásából, légzéséből származó alapvonal elmozdulást kiküszöböljünk. Ezenkívül meghatározza a program mindegyik QRS komplexusban a legnagyobb abszolútértékű vektor komponenseit, és az egymásnak megfelelő komponenseket is átlagolja. Az átlagos QRS komplexusból különböző szögértékeket számít ki. Kiszámítja:

a.) az azimutot (azaz a horizontális siku oldalszöget)

$$\varphi = \begin{cases} \pi - \operatorname{arctg} \frac{z}{x} & ; \quad x < 0 \text{ és } z < 0 \\ -(\pi + \operatorname{arctg} \frac{z}{x}) & ; \quad x < 0 \text{ és } z \geq 0 \\ -\operatorname{arctg} \frac{z}{x} & ; \quad x > 0 \end{cases} \quad /3.1/$$

II. BELKLINIKA KARDIOLOGIAI LABORATORIUM

LAJOS ARANKA 1971. ASD I. (1974. XI. 25.)  
A QRS KOMPLEXUS FRONTALIS VETULETE



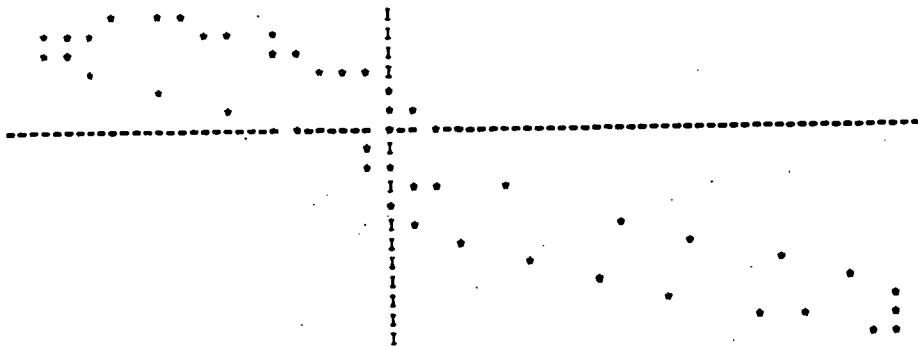
QRS IDOTARATAMI+126MSEC

+63 MERESI PONT

3. ábra

II. BELKLINIKA KARDIOLOGIAI LABORATORIUM

LAJOS ARANKA 1971. ASD I. (1974. XI. 25.)  
A QRS KOMPLEXUS HORIZONTALIS VETULETE



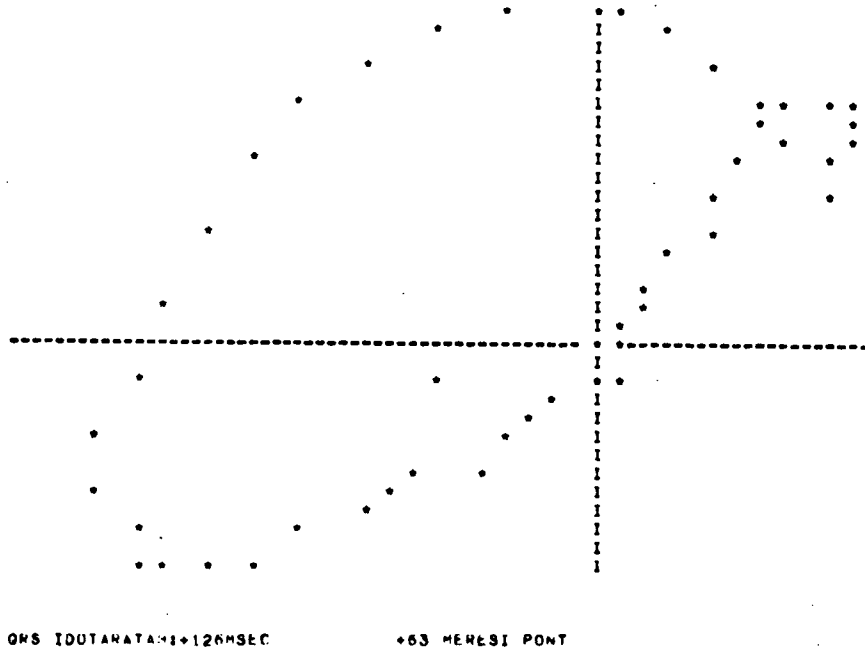
QRS IDOTARATAMI+126MSEC

+63 MERESI PONT

4. ábra

II. BELKLYINIA KARDIOLOGIAI LABORATORIUM

LAJOS ANKKA 1971. ASD I. (1974. XI. 25.)  
A QRS KOMPLEXUS SAGITTÁLIS VETÜLETE



5. ábra

b.) az elevációt

$$\omega = \arctg \frac{Y}{\sqrt{x^2 + z^2}} \quad /3.2/$$

c.) a frontális síkszöget

$$\alpha = \begin{cases} -\pi + \arctg \frac{Y}{x} & ; \quad x < 0 \text{ és } y < 0 \\ \pi + \arctg \frac{Y}{x} & ; \quad x < 0 \text{ és } y \geq 0 \\ \arctg \frac{Y}{x} & ; \quad x > 0 \end{cases} \quad /3.3/$$

Mivel a szögparamétereket a nemzetközileg ajánlott referens rendszerben akartuk kiszámítani, ezért kellett az átlagos QRS komplexusból számolni azokat, ugyanis a rendszer sajátosságai miatt az egyes komplexusok osztáspontjaiban meghatározott szögek nem átlagolhatók egyértelműen.

A program eredménylistája tartalmazza a beteg azonosítóját, a feldolgozás idejét, a maximális abszolútértékű vektor, valamint az osztáspontok momentán vektorainak nagyságát és koordinátáit. Tartalmazza ezenkívül ugyanezen pontokban a fent említett szögértékeket. Ezen adatok mellett szerepel az átlagos QRS időtartam és a mérési intervallumba eső komplexusok száma is.

A szív működés vizsgálatok fenti módszerének alkalmazására eddig kb. 150 betegről vettünk fel vektor-elektrokardiogramokat. A vizsgált személyek többsége veleszületett szivbetegségben szenved, de más betegségek is felvételre kerültek. Ezek feldolgozása folyamatosan halad.

Programfejlesztési terveink között elsősorban a meglevő programok futtatási idejének csökkentése szerepel. A futási idő csökkentése a simitást megvalósító program esetén jelentkezik legégetőbben. Elkövetkezendő programjaink pedig a különböző diagnosztikai problémák megoldásának elősegítését célozzák. További terveink között szerepel a digitalizálás technikai feltételeinek javítása, amely lényegében a felvétel - lejátszás automatizálására irányul. Ilyen készülék építése jelenleg folyamatban van.

#### Irodalom

1. Macfarlane, P.W.: ECG waveform identification by digital computer. Cardiovascular Research V.1. 141-146. (1971)
2. Lepeschkin, E.: Standardization in vectorcardiography. J. Electrocardiology, 6. (4) 273-278. (1973)



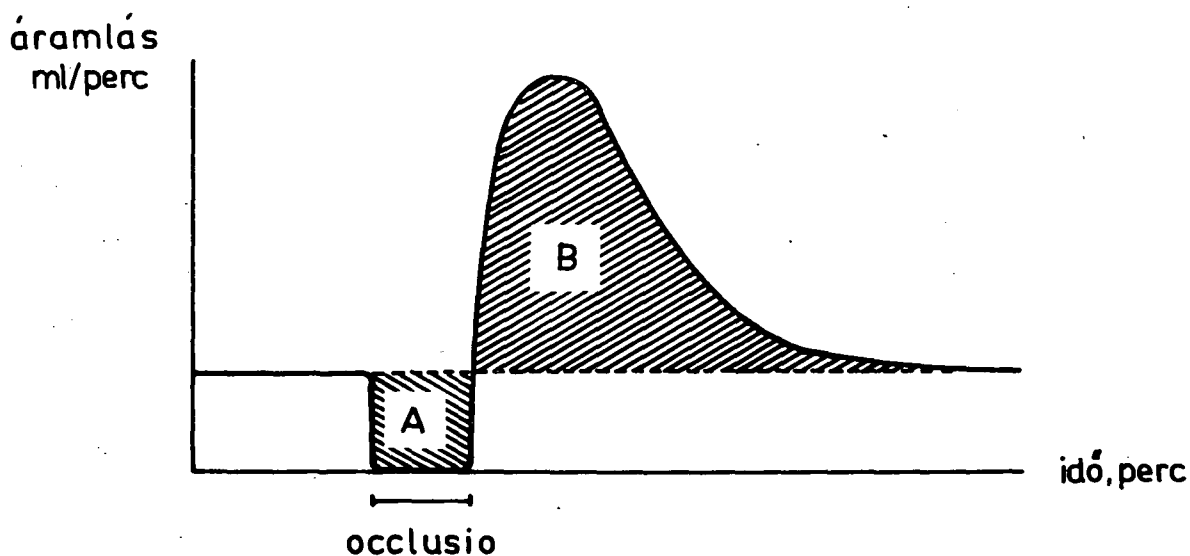
SZOTE Kísérletes Sebészeti Intézet, SZOTE Központi Kutató Laboratórium és JATE Kibernetikai Laboratórium

A coronariák reaktív hyperaemia folyamatának  
számítógépes elemzése

Nagy Sándor, Barankay Tamás, Daróczy Bálint és Hantos Zoltán

Egyes szervek artériáinak rövid ideig történő leszorítása, majd felengedése után a véráramlásban jellegzetes változások történnek. A jelenséget sematikusan az 1. ábrán mutatjuk be.

**A reaktív hyperaemia jelenség sémája**



$$I_h = \frac{B - A}{A}$$

$I_h$  = reaktív hyperaemia index

A = occlusio alatti áramlás deficit /ml/

B = occlusio utáni áramlástöbblet /ml/

1. ábra

Látható, hogy a leszorítás (occlusio) megszüntetése után az áramlás jelentősen fokozódik és bizonyos idő eltelte után tér vissza az eredeti szintre.

A jelenség mechanizmusának tisztázása a lokális keringésszabályozás dinamikájának jobb megértéséhez vezethet. A reaktív hyperaemia kvantitatív meghatározása pedig információt nyújthat a leszorított ér által ellátott szövetek állapotáról, ahogyan erre ischaemiás szívizom esetében végzett vizsgálatok utalni látszanak. A reaktív hyperaemia kvantitatív jellemzésére nyilvánvalóan nem elegendő a felengedés utáni maximális áramlás értékének megadása, hanem tekintetbe kell venni az áramlási értékek idő szerinti integrálját egészen addig, amíg az áramlás visszatért a leszorítás előtti szintre és figyelembe kell venni a leszorítás alatti áramláskiesés integrált értékét is. E tényezők figyelembe vételével kaphatjuk meg az általunk reaktív hyperaemia indexnek nevezett számot, mely alkalmas különböző kísérletekben kiváltott reaktív hyperaemiák összehasonlítására. Tulajdonképpen egy kiesett volumenről és annak pótlásáról van szó, mely pótlás általában a kiesett volumennél nagyobb.

Kísérleteinkben a coronariák reaktív hyperaemiás válaszait tanulmányoztuk. Nembutallal altatott, Harvard respirátorral lélegeztetett kutyákon a baloldali IV. bordaközben végzett thoracotomiából feltártuk a szívet és az erek megfelelő preparálása után a bal arteria coronaria circumflex, valamint descendens ágára elektromágneses áramlásmérő (Carolina Medical Electronics) érzékelőt helyeztük fel. Az érzékelőktől distalisan occludereket helyeztünk az erekre, melyek az esetek egy részében hidraulikus, más részében tourniquet elv alapján működtek. Az arteriás vérnyomást az aorta kezdeti szakaszába vezetett katéteren keresztül nyomásérzékelő (Statham) segítségével mértük. Az áramlási és nyomásjeleket mágneses jelrögzítővel (Philips ANA-LOG 7) mágnesszalagon és direktíró (Beckman Dynograph) segítségével papíron is regisztráltuk. A fázikus áramlási jeleket oscilloscopon is figyeltük. Az analóg mágneses jelrögzítő egyik csatornájára 1 voltos egyenfeszültségű marker jelet vittünk be kézi működtetéssel, melylyel a vizsgálni kívánt jelenség időtartamát jelöltük meg. A kísérletek kezdetén áramlási és nyomási kalibrációs jeleket is regisztráltunk. Az egyes felvételek azonosítására az analóg mágneses jeltároló hangcsatornáját használtuk.



A mért mennyiségek digitalizálására és számítógépbe történő bevitelére a Kibernetikai Laboratóriumban kifejlesztett berendezést alkalmaztuk. Az analóg mágneses jeltároló három jelcsatornájának tartalmát (áramlás, nyomás, marker-jel) - harmincszoros felgyorsítással - háromcsatornás A/D konverter segítségével digitalizáltuk (8-8 bites bináris kód, 50 millisekundumos mintavétel) és párhuzamos-soros átalakítás után a kb. 250-300 mintából álló jelsorozatot kazettás magnetofonon rögzítettük. A beolvasást követően a felvételek a számítógép (Minszk-22) mágnesszalagos háttértárolójába kerülnek, melyről a felvett anyag mintasorozatát kinyomtathatjuk, illetve plotteren kirajzoltathatjuk. A kalibrációs felvételek kinyomtatása után meghatározzuk a további értékelés számára a mért mennyiségek kalibrációs együtthatóit.

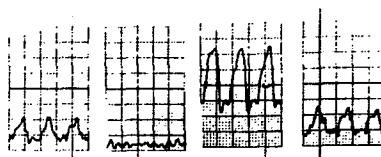
A feldolgozó program főbb funkciói :

1. A mért minták fizikai mennyiségekké történő átszámolása kalibrációs együtthatók segítségével.
2. A vizsgált érterület vezetőképességének kiszámolása az áramlás- és nyomás-mintaértékek alapján.
3. "Normalizált" áramlásértékek kiszámítása a vezetőképesség és a regisztrálás alatti átlagnyomás segítségével.
4. Az érleszorítás előtti áramlásértékek átlagának meghatározása, az áramlásgörbének ezen átlagra, mint új nulltengelyre történő transzformálása. A transzformált áramlásértékek integrálása során az integrálgörbe minimumaként közvetlenül adódik a leszorítás alatt kiesett áramlás-volumen (A) értéke, valamint az occlusio utáni áramlástöbblet occlusio alatti áramlásdeficittal kisebbitett értéke (B-A) (az integrálgörbe maximuma, ill. végértéke). A (B-A) és A hányadosaként kapjuk meg a reaktív hyperaemia keresett mértékét, az  $I_h$  mérőszámot, melyet reaktív hyperaemia indexnek neveztünk.

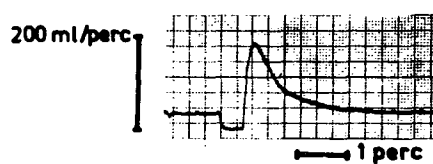
A normalizált áramlás, a vérnyomás, a vezetőképesség, valamint az áramlási volumen értéksorozatát egy másik mágnesszalagon tároljuk, ahonnan a fenti mennyiségek egy rajzolóprogram segítségével megjeleníthetők.

## Eredeti és számítógéppel kirajzolt coronaria reaktív hyperaemia görbe

Fázikus áramlásjel



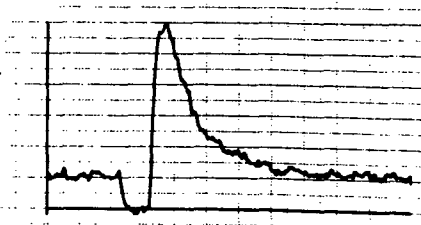
Középáramlás



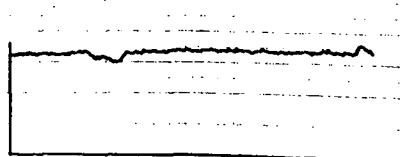
Art. vérnyomás



Középáramlás



Art. vérnyomás



2. ábra

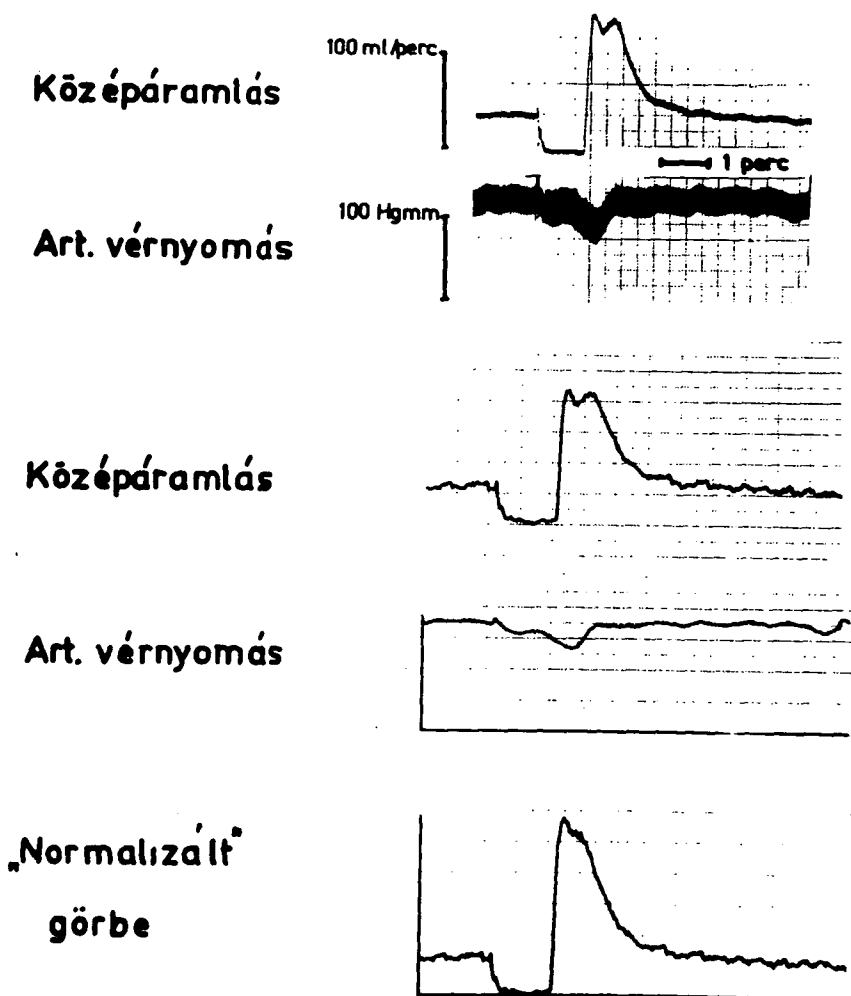
A 2. ábrán egy eredeti regisztrátum látható, mely a középáramlás változását mutatja a bal coronaria circumflex ágának reaktív hyperaemiája során, a görbe egyes szakaszaihoz tartozó fázisos áramlási jelek mintáival, valamint a számítógép által kirajzolt görbe képét. Feltüntettük a görbe felvételekor regisztrált artériás vérnyomást is.

A reaktív hyperaemia görbék alakját különösen a szív esetében jelentős mértékben befolyásolhatja a leszorítás következtében létrejövő vérnyomásváltozások nagysága és iránya. A coronaria leszorítás ideje alatti részleges szív ischaemia a szív teljesítményének rontása révén vérnyomásesést okozhat, ami - a coronaria áramlás vérnyomástól való nagymértékű függősége következtében - megváltoztatja a görbe felengedés utáni lefutását. Ez tulajdonképpen a folyamat tanulmányozásánál zavaró jelként jelentkezik. Ennek kiküszöbölésére a mért adatokból vezetőképességet számítottunk és a reaktív hyperaemiát mint vezetőképességváltozást tekintettük. Az így kapott vezetőképességet a jelenség regisztrálási tartama alatti átlagnyomással szorozva, "normalizált" - a vérnyomásingadozásoktól megtisztított - áramlásgörbét kapunk. Ennek integrálásával nyerjük a reaktív hyperaemia index számításához szükséges volumenértékeket. Ennek illusztrálására szolgál a 3. ábra.

Az ábrán felül a bal coronaria circumflex ága reaktív hyperaemia görbéje látható, alatta az egyidejűleg regisztrált vérnyomásgörbe. Jól látható, hogy az occlusiós periódus vége felé a vérnyomás jelentős, mintegy 25 Hgmm-es esése következik be, mely a felengedés pillanatán túl is folytatódik. A vérnyomás újbóli emelkedése csak akkor indul meg, amikor a reaktív áramlásnövekedés görbéje már a maximális értéken túljutva csökkenésnek indul. Az occlusio alatti részleges ischaemia hatásából regenerálódó szív ismét hatékonyabb nyomásgenerátorként működve, a hyperaemia görbe leszállo szárán egy másodlagos emelkedést okoz és a görbét "kétpupuvá" teszi, amint az jól látszik a számítógép által kirajzolt "nyers" görbén is. Nyilvánvaló, hogy a második csucs nem a görbét kiváltó alapvető fiziológiai mechanizmus működésének következménye, hanem a jelenség kiváltásának körülményeivel kapcsolatos esetenként jelentkező másodlagos effektus, mely az alapjelenség tanulmányozását zavarja. Az ábra alsó részén bemutatott, a vezetőképességváltozások alapján számított, ún. "normalizált" áramlási görbén látható, hogy a másodlagos csucs eltűnik. A bemutatott példán kívül természetesen másfajta torzulások is bekövetkezhetnek a görbéken a vérnyomásváltozások következményeként.

A reaktív hyperaemia jelenség magyarázatára 2 hipotézis létezik. Az egyik szerint a felengedés utáni hirtelen vezetőképesség-

### „Normalizálás” hatása coronaria reaktív hyperaemia görbére



3. ábra

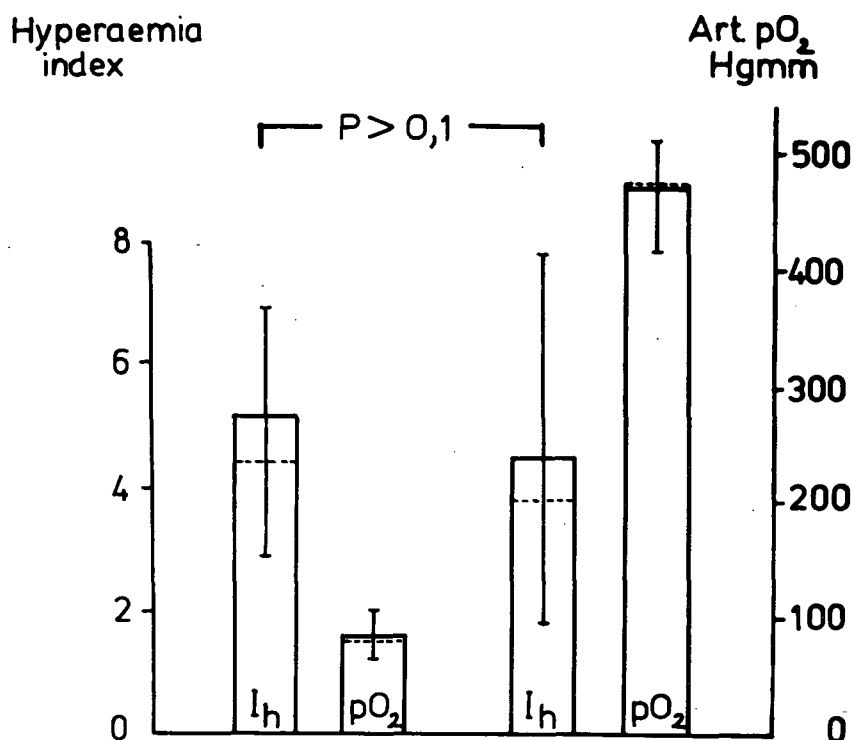
növekedést (vasodilatációt) a leszorítás ideje alatt a hypoxiás, ischaemiás szövetekben termelődő valamilyen anyagcseretermék (metabolit) okozná, melynek az újból meginduló véráramlással történő kimosása szükséges a resistentia erek normális tágasságának és így a vezetőképességnek a normális szintre történő visszaállításához. Bizonyos adatok vannak arra, hogy a szív esetében ez a metabolit az ischaemia alatt az adenin nukleotidák lebomlásából keletkező adenozin volna. (1).

A másik hipotézis szerint az oxigénhiány közvetlenül a resistencia erek falában lévő simaizomsejtekre hatna. Eszerint az oxigénhiány következtében ezek tónusa csökkenne, mivel kontrakciójukhoz energia szükséges, ami kellő mennyiségben nem állva rendelkezésre az érfal simaizomzata elernyed és értágulat következik be, míg a felengedés után érkező vérrel szállított oxigén helyreállítja a normális érfalizomzat tónust. (2).

A reaktív hyperaemia kvantitatív értékelésére kidolgozott és a fentiekben röviden ismertetett módszerünket alkalmaztuk az előbbi hipotézisek vizsgálatára. Feltételeztük, hogy ha a metabolit teória igaz, akkor ha a leszorítás ideje alatt a vér oxigén tenzióját többszörösré emeljük és felengedéskor e magas oxigén tenzióju vér érkezik az előzőleg ischaemiás szívizomterületre, ennek a reaktív hyperaemia jelenség lefolyását egyáltalán nem szabad befolyásolni, mivel az az érleszorítás alatt felszaporodott metabolit mennyiségétől és a felengedés utáni kimosás sebességétől függ csupán. Ha viszont vasodilatator metabolit nem játszik szerepet a jelenségben, hanem az érfal simaizomzat direkt oxigénhiánya, ez utóbbinak többszörösré emelt oxigéntenzióju vérrel való érintkezés hatására gyorsabban kell megszűnnie és a reaktív hyperaemia indexnek alacsonyabbnak kell lennie, mint normál oxigénnyomású vér esetében.

Kísérleteinkben úgy jártunk el, hogy fél, illetőleg egyperces leszorításokkal reaktív hyperaemia jelenséget váltottunk ki a coronariában. Az esetek felében a lélegeztetés szobalevegővel történt, másik felében a leszorítás kezdetén tiszta oxigén belélegeztetésére tértünk át. Minden egyes állaton és mérési helyen páronként végeztük a méréseket úgy, hogy az összetartozó méréspárok között rövid idő telt el és az esetek felében először a szobalevegő belélegeztetés mellett felvett görbéket regisztráltuk, míg az esetek másik felében a tiszta oxigén belélegeztetéses görbéket vettük fel először. Tehát a kísérletek önkontrollós, randomizált jellegűek voltak. Minden egyes görbénél meghatároztuk a vér oxigéntenzióját is. A vezetőképességi görbék alapján meghatározott reaktív hyperaemiás indexeket egymintás Wilcoxon eljárással értékeltük statisztikailag. (3). Az eredményeket a 4. ábrán mutatjuk be.

### A vér $pO_2$ változásának hatása a coronaria reaktív hyperaemiára



4. ábra

Az ábrán 14 kísérletből származó eredményeket tüntettünk fel. Balról jobbra haladva az egyes oszlopok a körlevegő belégzése mellett kapott reaktív hyperaemia indexeket, a hozzájuk tartozó artériás  $pO_2$  értékeket (ezeket Clark típusú Radiometer oxigén-elektrodával határoztuk meg) a tiszta oxigén légzése mellett reaktív hyperaemia indexeket és artériás  $pO_2$  értékeket mutatják. Az oszlopok tetején a vastagon kihuzott vízszintes vonal az átlagérté-

ket, a szaggatott vonal a medián értéket jelenti, a függőleges vonalak pedig a szóródás jellemzésére alkalmazott 80. és 20. percentilis közötti intervallumot jelentik. (4). Látható, hogy a közel 4 1/2-szeresére emelt artériás oxigéntenzió mellett a reaktív hyperaemia index statisztikailag nem szignifikánsan, csupán mintegy 15 %-kal csökkent. E kísérlet eredményeinek interpretálása nem egyértelmű. Amennyiben a tiszta  $O_2$  belégzés mellett a reaktív hyperaemia indexek jelentősen csökkentek volna, ez mindenképpen a direkt  $O_2$  hiány teóriája mellett szólt volna. Kísérleteink ugyan nem zárják ki biztosan ezt a teóriát, de nem szolgáltatnak direkt bizonyítékot a metabolit teória mellett sem, csupán indirekt módon valószínűsítik azt.

Végezetül megemlítjük, hogy megkíséreltük első közelítésben kidolgozni a reaktív hyperaemia jelenség matematikai modelljét. E vizsgálataink kezdeti stádiumban vannak, róluk egy későbbi alkalommal kívánunk beszámolni.

### Összefoglalás

Módszert dolgoztunk ki reaktív hyperaemiás véráramlásgörbék számítógépes értékelésére. A mágnesszalagon regisztrált áramlási és nyomásértékekből vezetőképességet, majd nyomásingadozó-soktól megtisztított ún. "normalizált" áramlást számítunk. A normalizált áramlásgörbe nulltengelyének transzformálása után a görbe megfelelő szakaszainak integrálása után az ún. reaktív hyperaemia indexet nyerjük, mely az érleszorítás alatt kiesett áramló vér volumen pótlásának kvantitatív mérőszáma. A módszer alkalmazását a coronariák reaktív hyperaemiája mérésének bemutatásával illusztráljuk.

Irodalom

- (1.) Berne, R.: Metabolic regulation of blood flow. *Circulation Res.* 14, 15: Suppl. 1. 1-261, 1964.
- (2.) Crawford, D.G., Fairchild, H.M., Guyton, A.C.: Oxygen lack as a possible cause of reactive hyperemia. *Am. J. Physiol.* 197: 613, 1959.
- (3.) Wilcoxon, F., Katti, S.K., Wilcox, R.A.: Critical values and probability levels for the Wilcoxon Rank Sum Test and the Wilcoxon signed rank test. American Cyanamid Co. and Florida State Univ. 1963.
- (4.) Herrera, L.: The precision of percentiles in establishing normal limits in medicine. *J. lab. clin. Med.* 52: 34, 1958.



Állami Kórház Balatonfüred, MTA KFKI, EMG Esztergomi Gyár-  
egysége, Számítástechnikai Koordinációs Intézet, Veszprémi Vegy-  
ipari Egyetem Számítóközpontja

Beat-to-beat mintavételezés és 4741-1 EMG korrelátor bevonása a  
radiociklográfiás vizsgálatokba

Horváth Mihály, Elek György, Pál István, Rottár József, Wölfinger  
Miklós, Binder László és Szabó Domonkos

Szokásunkhoz híven jelen előadásunk is a korábbi közlése-  
inkben nyitvamaradt mérés technikai problémák további kiküszöbölé-  
sére irányul, mégpedig változatlanul a klinikai célkitűzés tökéle-  
tesebb megközelítése érdekében.

Jelen tematika a radio-ciklogramra (RCG) építve, a szív-  
működés kapcsán észlelhető periódikus jelenségek kapcsolatának ke-  
resése.

Tavalyi egyik kérdésfeltevésünk az volt, hogy megelőző át-  
lagolás nélkül 8 egymásutáni egyedi ciklus egyenként 64 csatornába  
való felvételéből származó Fourier elemzés az átlagoláshoz képest  
milyen mértékű simítást eredményez. A KFKI-EFO-val együtt sike-  
rült a NTA 512M-hez olyan mintavételezőt készíteni, amely módot  
nyújtott 8x64 egymásutáni csatornába egyedi ciklusok tárolására, vál-  
toztatható, de egyéni céljainkra 20 msec-mal legmegfelelőbb csator-  
naidővel. A mintavételező kialakítása az 512 csatornába szóló tel-  
jes programozással féltárba való kétszeres, ill. negyed-tárba való  
négyeszeres átlagolásra is lehetőséget ad. A mintavételezés vezérlése  
a vizsgált egyén EKG-jának R-hullámával történik, mely koinciden-  
cia kapcsolatban a ciklus vége kapuz, majd a következő ciklust ki-  
hagyva információ-zárlat után indít a következő nyolcadba.

H.M.

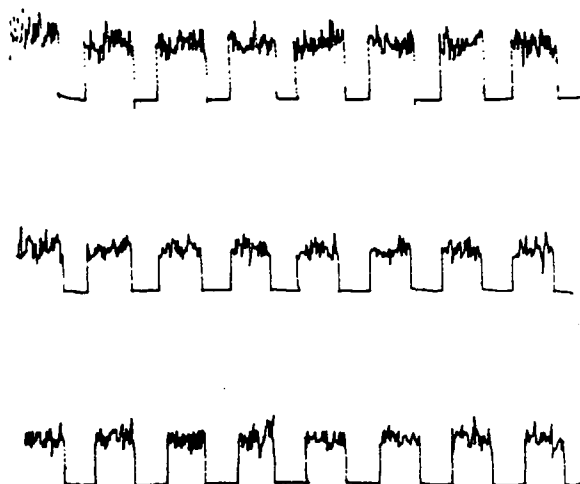
1974. II. 9.

RADIO-CYCLOGRAMM during Valsalva manoeuvre

8x 64 channels

20ms/channel

$\approx 800$  c/s

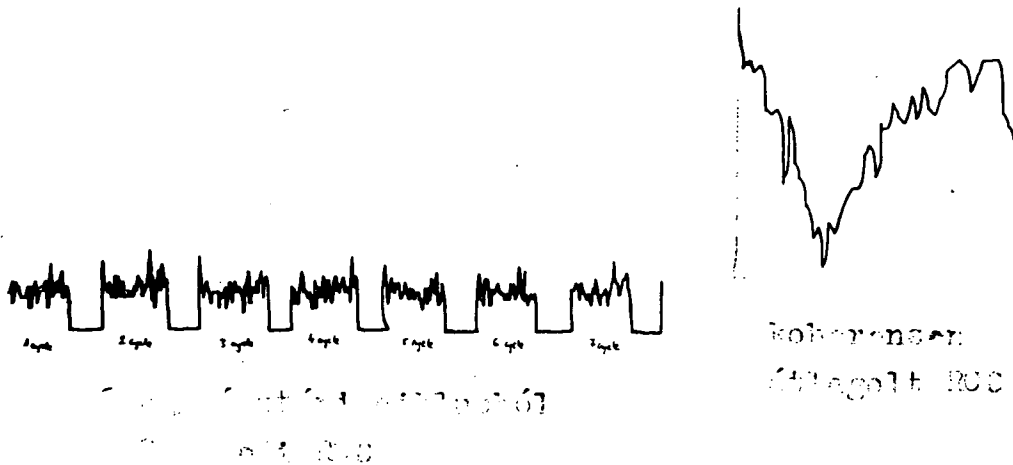


1. ábra

Valsalva manőver kapcsán felvett egyedi  
RCG-sorozat 8x64 csatornában

Mivel az 1. ábrából is világosan látható, hogy ezen tagok Fourier elemzésének sajnos nincs praktikus értelme, ezzel a kérdéssel tovább nem is foglalkoztunk. A regisztrátum azonban már ebben a formában is magában rejt a préselés kapcsán előálló biológiai tranziensek időtartam szempontjából való pontosabb elemzését.

Jól látható, hogy a különböző ciklusidőknek megfelelően az átlagolt RCG végén statisztikus szórás jelentkezik, mely a legrövidebb és leghosszabb ciklusok egymásrarakódásából adódik. Mivel mini-analizátorunk idő-intervallum hisztogram felvételére ez idő szerint



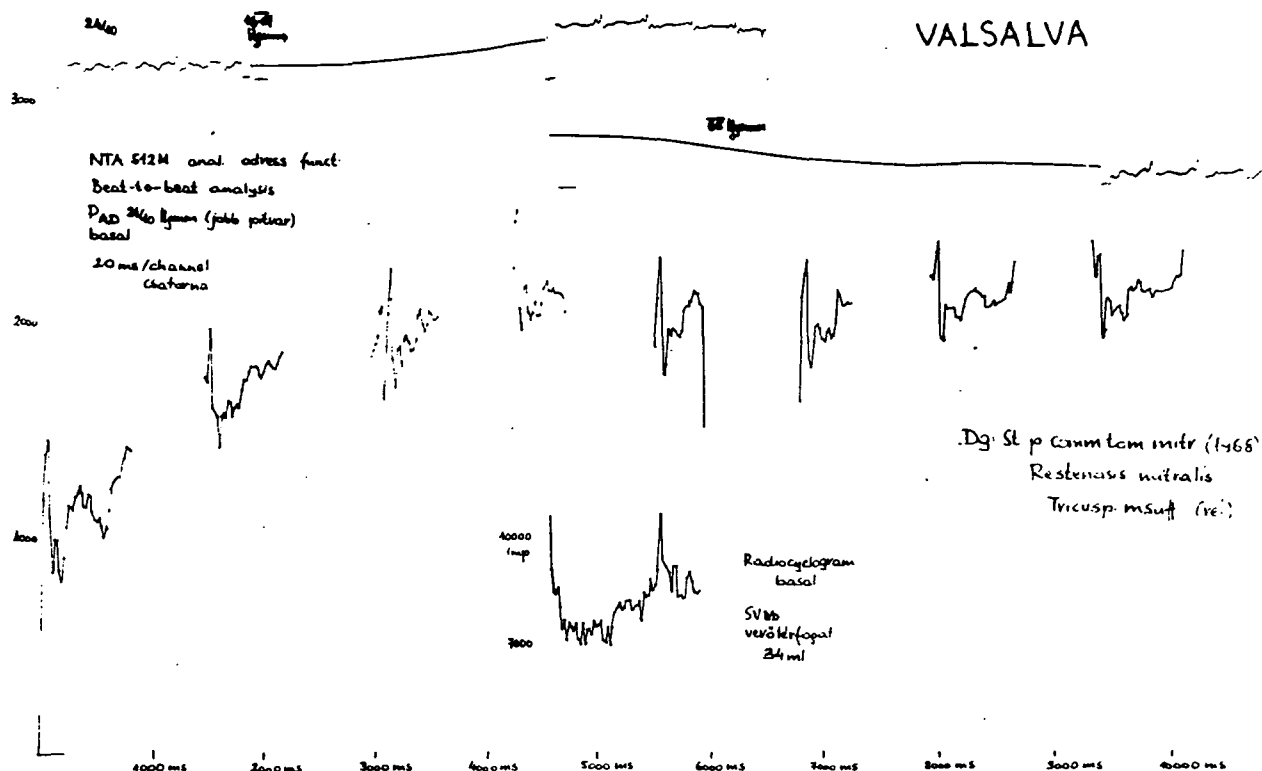
2. ábra

Az egyedi ciklogram sorozat mellett ugyanazon betegről koherens átlagolással kialakított RCG

nem alkalmas, az átlagolt RCG végére eső statisztikus ingadozás nagyságának megállapítását tovább finomítani nem tudtuk.

Miután a KFKI-mintavételező értelemszerűen nem tesz különbséget nukleáris és nem izotópos (hagyományos analóg) információ között, nagyon hasznosnak bizonyult a véres nyomásgörbék különböző behatásokra való változásának elemzésében is. Ehhez az analizátort address üzemmódban kell üzemeltetni, célszerűen megemelt alapvonal mellett.

Az átlagnyomásnak az egyidejűleg történt analóg regisztrátumon feltüntetett emelkedése mellett, ugyancsak Valsalva terhelés kapcsán, a resztenotizáló mitrális hibában relatív trikuszipidális elégtelenség mellett karakterisztikusan alakult a jobb pitvari nyomásgörbe formája.



3. ábra

Valsalva préelés kapcsán bekövetkezett jobb pitvari nyomásváltozás digitalizált megjelenítése 8 x 64 csatornában 16 ciklus alatt.

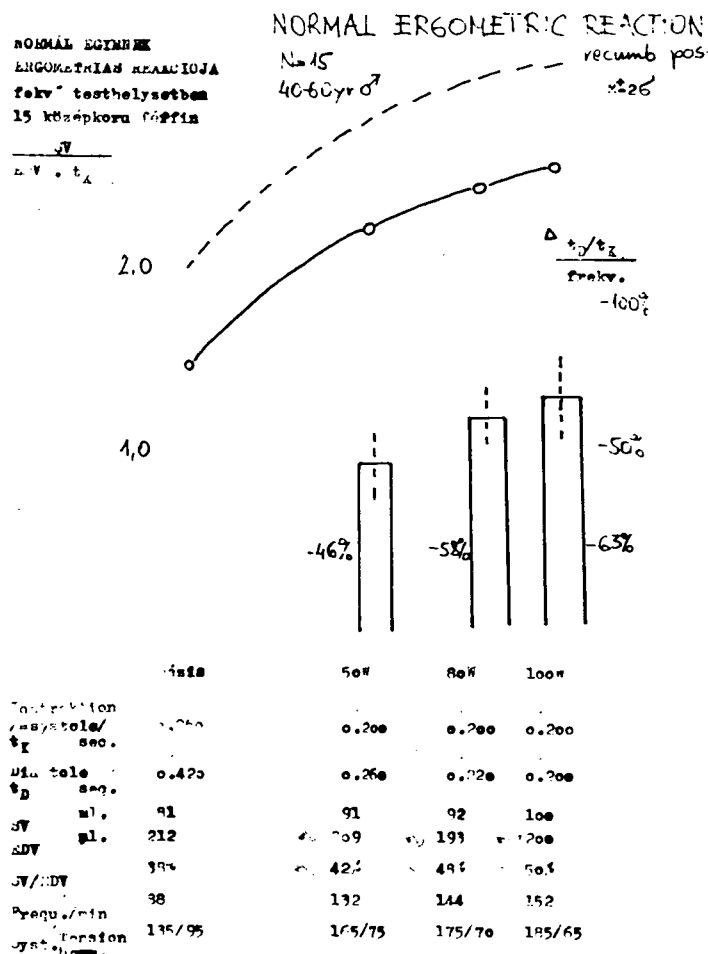
A kinyomtatott számsorozatból reprodukált nyomásgörbék éppugy tükrözik a háromhegyű billentyű szintjén történő regurgitációt, mint a nyugalmi körülmények közt a jobb kamra-feletti mellkasi régióból felvett és az ábrán alul látható RCG.

(Egyenlőre gyakorlati célra még ki nem aknázott melléktermékként tekinthető az a megoldásunk, mellyel ugyanilyen koincidencia-kapuzással és meghatározott időtartamra időzített frekvencia-generátorral a cikluson belüli idő-ablakolásra is képesek vagyunk.)



A gyors Fourier-analizist idén Singleton Algol nyelven megírt programja szerint folytatva az ODRA 1204-en, a tavaly bemutatott kezdeti eredményénél sokkal jobb simítást sikerült elérni, miként erre a 4. ábra is bizonyosság. A jellegzetes időpontokat (gyors és lassu ejekció, ill. telődés határa, ciklustartam, mélypont) ez esetben legjobban a 13. részletösszeg emelte ki és a 24. részletösszeg az eredeti RCG-ot maradéktalanul visszaadta.

A korábbinál tökéletesebb ciklus-kijelölés segítségével átszámítottuk a 15 fős középkorú normál férfi-csoport terhelési adatait. A tavalyihoz képest a kontrakciós időre normált ejekciós frakcióban némi korrekciót kellett alkalmaznunk, a görbének a korábban megadott egyenestől valamelyest való eltérése miatt.



5. ábra

A terhelési normák  
alakulását feltűnte-  
ző korrigált ábrán

Az EMG 4741-1 polaritás-korrelátor birtokába jutva, azon összefüggés alapján, hogy a teljesítménysűrűség-spektrum az autokorrelogram Fourier-transzformáltja, a radiociklográfiás mérésfolyamat felgyorsítása okából, a periodicitások jobb kiemelése céljából, helyben megkapható információként, e korrelátor használatára térünk át. Univerzális EKG R-hullám triggerünket használva az autokorrelációhoz is, 10 msec-os  $\Delta t$ -vel dolgoztunk, ezután a 10 sec-ra specifikált beállási időpontban a korrelátor jól mutatta az aktuális szív-frekvenciát. Miután ezt a különböző terhelési fokozatok plató-frekvenciájára vonatkoztatva is megnyugtatónak találtuk, ezt az adatot egyre gyakrabban vettük igénybe és beépítettük RCG-s programunkba is.



$\Delta t$  ..... 100 ms · 8 = 800 ms  
 ——— 33 ms · 25 = 825 ms

X-Y regisztr.

X 0,5 cm/mp

Y 250 mV/cm

Jobb-kamrai nyomásgörbe

AUTOKORRELOGRAM

EMG 4741-1 korrelátorral

Mikrokath.-nyomásmérés

EMG ANA-06 KONVERTER-en

feldolgozva

EL-ne

## 6. ábra

Mikrokatheterrel regisztrált jobb-kamrai nyomásgörbe autokorrelogramja különböző finomságu időfelbontásban, 100 és 33 msec-os  $\Delta t$  mellett, ugyancsak X-Y regisztrálóval megjelenítve.

Tekintettel arra a lehetőségre, hogy a mikrokatheteres nyomásgörbét és a RCC közbeni EKG-t az EMG analóg konvertere segítségével Philips N4414 stereo-magnetofonra is fel tudjuk venni, további pontosítást hozott a korrelogram kiértékelésébe, hogy a KFKI-EFO az EMG Esztergomi Gyáregységével kooperációban kívánságunkra és elgondolásunknak megfelelően megoldotta a korrelogramok sokcsatornás analizátorban való megjeleníthetőségét, és ami ennél sokkal fontosabb, a ferritmemóriából való kinyomtathatóságát. Ehhez az analizátor saját óra-generátorát kikapcsolva (az 1000 sec-os time base-funkciót feláldozva) kellett a korrelátor 3kHz-es kiíró-órajelét bevezetni és az analizátort a korrelátorral szinkronizált időalappal működtetni, az analizátor -5 V-os logikai szintjéhez illeszkedve. A korrelátor trigger az ujonnan készített mintavételező trigger pontján lép be, miután a mintavételező presetelése, minimális 20  $\mu$ sec-nyi csatornaidő mellett biztosítva lett, a korrelogram pedig az analizátor address-üzemmódjában vélt megjeleníthetővé.

Visszatérve a tavalyi évben már érintett gondolatmenet-hez, miszerint a volumen-ekvivalens RCG és az elsősorban nyomásváltozásokat reprezentáló apex-kardiogram közt feltűnő a formai hasonlóság, megkezdtük ezen összefüggéseknek a fázis-eltolódásokra irányuló olyatén elemzését, melyről a Kardiológus Szakcsoport tavaszi tudományos ülésén Csáki Frigyes és Szücs Béla nagyértékű támogatásával Simonyi Jánostól és munkatársaitól is hallottunk.

A regisztrátumot egy, az átlagolás számára kedvezőtlen esetben, pitvar-fibrillációban szövődött mitrális betegségben, hipertóniában és emfizémában szenvedő dekompenzált keringésű betegről készítettük. A Hellige EK-26 multiscríptorral felvett apex-KG-ot árnyékolt koaxiális kábelben vezettük a közelben lévő radioizotóp laboratórium analizátorának A/D konverterébe. (Azóta Kellényi L. segítségével a telemetrikus átvitelt is megoldottuk.)

Sajnos RCG és apex-KG kereszt-korrelációra vonatkozó érdemi információval ez idő szerint még nem rendelkezünk. Az EMG frekvenciamodulált analóg konvertere a jó minőségű Philips-magnó ellenére sem képes még leosztott nukleáris impulzusszám és kis-frekvenciájú analóg jelek szelektív, áthallásmentes reprodukálására, leg-



B.I.  
1974. Febr.  
yr 52 ♂

Mitralvitium comb. decomp  
Arrhythmia abs.  
Hypertonia. Emphys. pulm.

Heart freq.  $\overline{100}$ /min  
20 ms/channel  
~ 1000 averaging

64250

64736

RADIO  
CYCLOGR  
300 %

194

477

DIGITAL APEX -  
CARDIOGR.

7. ábra

A radio-ciklogram és az apex-kardiogram hasonlóságának bemutatása.

alábbis nálunk a nukleáris információ zavarását tapasztaltuk. Emiatt az RCG és az apex-KG egybevetésére csak oszcilloszkópos monitorozással, vagy koordinatográfion való kijelzéssel tájékozódhattunk.

Könnyebb feladatnak bizonyult az EKG és az apex-KG kereszt-korrelációja, melyből az egyidejűségek bizonyos fokig szintén elemezhetők.

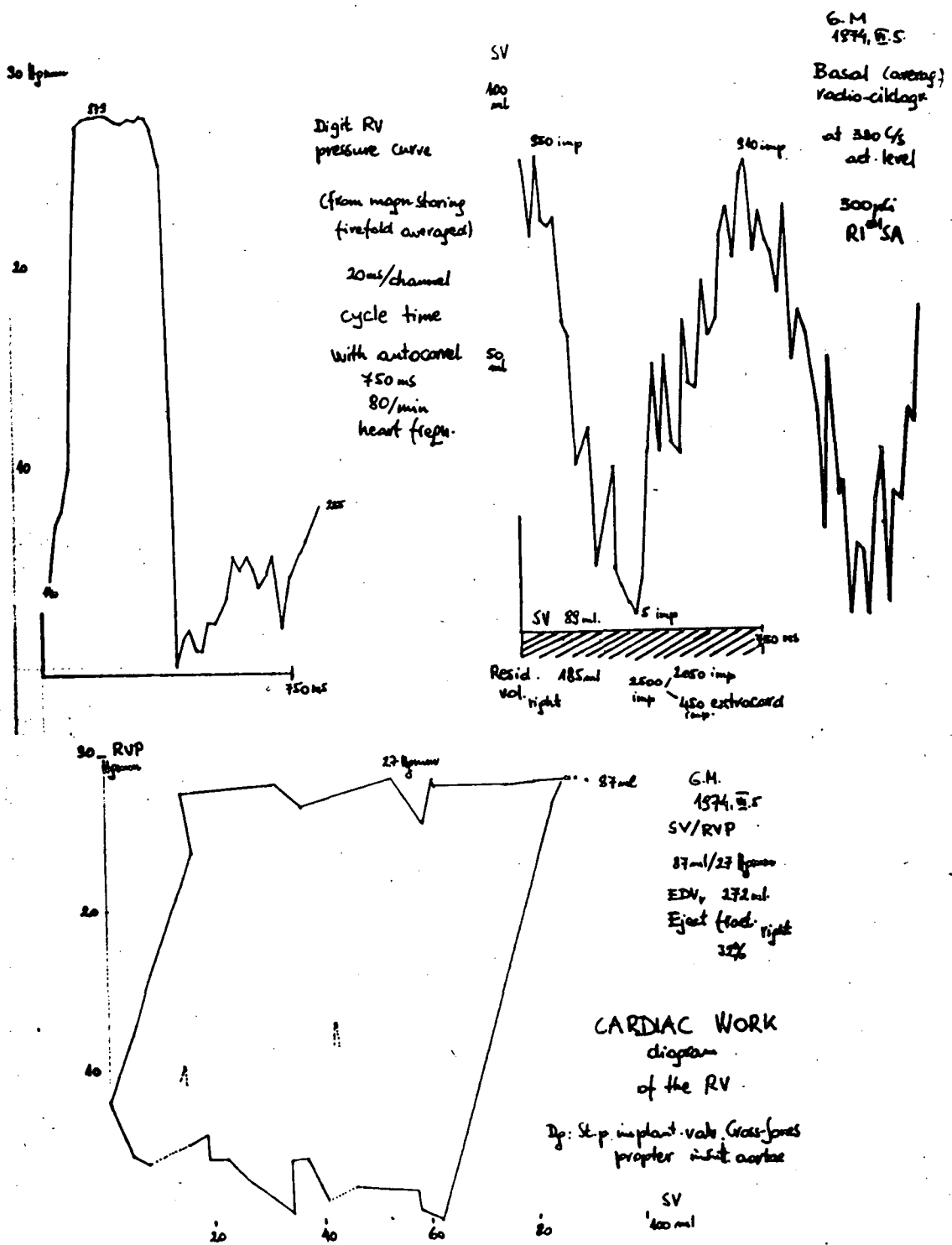
A szív-katheterizálás RCG-közbeni fenntartásával, a RCG-mal párhuzamosan, EMC-konverter közbeiktatásával a szívüreg véres nyomásgörbéje is tárolható, majd az analízátor address üzemmódjában megjeleníthető. A szív képlékenységről (compliance) tájékoztató eme nyomás-térfogat diagramon a Hgmm-t  $\text{kp/cm}^2$ -é alakítva, a megfelelő normálások után a bezárt paralelogramm területe a megkatheterizált szívfél aktuális szívmunkáját reprezentálja mkp-ban vagy tetszés szerinti Watt-ban.

A periodicitások klinikai célzatu korrelációs elemzése számítógépes programunk részét képezi, melynek végén a radiociklogram szimulációs kiértékeléséig szeretnénk eljutni.

### Összefoglalás

A KFKI-EFO egyedi mintavételezőt készített, mellyel triggerelt üzemmódban nukleárisan indikált és hagyományos analóg kardiológiai információk beat-to-beat elemezhetővé váltak. Triggerként korábbi gyakorlatunkhoz hasonlóan az EKG R-hullámát használjuk, azonban meghatározott tartamra időzített frekvenciagenerátor koincidencia-üzemmódban való interrupciójával a cikluson belül ún. "idő-ablakolásra" is módot találtunk. Az egyedi ciklusok ilyenén behatárolásával meghatározható a vizsgálat alatti leghosszabb, ill. legrövidebb ciklus-tartam, mely normálás alapjául szolgálhat éppugy, mint az EMC 4741-1 korrelátorral kimérhető átlagfrekvencia.

A vizsgálat különféle terhelések kapcsán való átmenetek, ill. tranziens-periodicitások tanulmányozását segíti elő. A korrelátorral az EKG-trigger auto-korrelálása mellett EKG és véres-nyomásgörbe, ill. radiociklogramm és apex-kardiogramm kereszt-korrelálást is végeztünk.



8. ábra

Szív munkáról (cardiac work) tájékoztató nyomás/térfogat diagram. Baloldalt felül digitalizált jobb-kamrai nyomásgörbe, jobboldalt felül a vér térfogat-ekvivalens (jobb-kamrai) radio-ciklogramm, alul X-Y koordináták mentén ábrázolt nyomás-térfogat paralelogramm-hurok

A munkacsoport megoldotta az EMG 4741-1 korrelátor ki-  
menő jelének NTA 512M analizátorban való digitális megjeleníté-  
sét és kinyomtathatóságát is.

#### Irodalom

Horváth M., Csontos M., Tomor B., Szabó D., Almási L.: A ra-  
diociklogram elemzése, 4. Neumann Kollokvium Szeged,  
1973. 254-273.

Singleton R.C.: Algol procedures for the fast Fourier transformation.  
Algorithm 338. Comm.of the ACM. 11 : 773-779, 1968.

Simonyi J., Szűcs B., Lehoczky J., Herpai Zs., Kerekes I., Ko-  
csis K., Wolf T., Csáki F.: Az emberi vérkeringés vizsgá-  
lata non-invazív módszerek és modern számítástechnika segít-  
ségével. Előadás a Magyar Kard.Társ. és Neumann Társ.Orv.  
-Biol.Szakoszt. 1974. április 8-i ülésén.

SZOTE Orvosi Vegytani Intézet és Élettani Intézet

Számítógép on-line alkalmazásának egy módja foto- és potenciomet-  
riás titrálásokra

Stur Judit, Szekeres László és Marek Nándor

A mennyiségi kémiai analízis csaknem egyidős a kémiai tudományokkal. A vizsgált kémiai rendszerek mennyiségi összetételének, megoszlásának - az adott technikai lehetőségekhez képest - pontos ismerete minden időben érdekelte a kémiai kutatásokkal foglalkozó szakembereket. Napjainkban ezek mellett a reakciók mechanizmusának, energia-viszonyainak vizsgálata is előtérbe került. E vizsgálatok már elméletileg fontos paraméterek felderítését, nagy mennyiségű, esetleg már automatikusan nyert mérési adat kiértékelését, analízisét teszik szükségessé. Az e területen szerzett tapasztalatok alapján és a műszaki tudományok kellő fejlődése után kerülhet sor arra, hogy a kémiai folyamatok optimális vezérlésére és kutatására számítógépet alkalmazzanak. E-lőadásunkban kísérleti eredményeinkre támaszkodva szeretnénk felhívni a figyelmet arra, hogy egy on-line alkalmazott minicomputertől az említett tudományág mely vonatkozásaiban lehet a szokásosnál jobb, mi-több előremutató eredményeket várni.

Szeretnénk a kémiai titrálási módszerek felhasználási körét ismét kiszélesíteni. Az idők folyamán ugyanis e módszer körülményes, hosszadalmas, nehezen egységesíthető volta miatt, de vitathatatlan pontossága ellenére, egyre inkább kiszorult a közhasználatu rutinfeladatok megoldásának területéről. Helyébe az automatizálásra jobban alkalmas, kevésbé pontos módszerek (például a fotometriás elven működő célberendezések) léptek. Meggyőződésünk, hogy ma már ismét időszerű, a fejlettebb módszert biztosító számítástechnika felhasználásával gyorsabbá váló, lényegesen pontosabb titrálási módszerek alkalmazása.

A titrimetriás - mint az egyik legrégebbi - kémiai analitikai meghatározásnak mint ismeretes az a lényege, hogy a kérdéses anyag ismeretlen mennyiségét a vele kémiai reakcióba lépő, ellenőrzött adagolt, ismert mennyiségű anyaggal hozzuk össze. Eközben az illető meghatározá-

si módra jellemző fizikai vagy kémiai paraméter (pH, RP, fényabszorpció, vezetőképesség stb.) az éppen érvényes elméleti összefüggésnek megfelelően változik oly módon, hogy ekvivalens mennyiségek esetén e változás ugrásszerű. A jellemző fizikai vagy kémiai paramétert a hozzáadott anyagmennyiség függvényében ábrázolva az ún. titrálási görbét kapjuk, melynek az ekvivalencia pont környezetében a fotometriás titrálás esetén törése (3), potenciometriás titrálás esetén inflexiója van (1), (2), (4), (5), (7) (l. a 3. ábrát). A titrálás célja az ekvivalencia pont meghatározása, illetve a titrálási görbe felvétele.

Mi két területen, a foto- és potenciometriás titrálás területén próbáltuk ki a számítógép nyújtotta lehetőségek teljesítőképességét. A tárgyalásmód egyszerűsítése érdekében viszont csak a potenciometriás titrálások területén elért eredményeinkről és tapasztalatainkról számolunk be, azzal a megjegyzéssel, hogy ugyanezek a megfontolások és gyakorlati megoldások a fotometriás titrálásokra is vonatkoztathatók, sőt ezen túlmenően minden olyan mennyiségi meghatározási, titrálási módszerre is, melyek digitalizálható villamosjeleket szolgáltatnak.

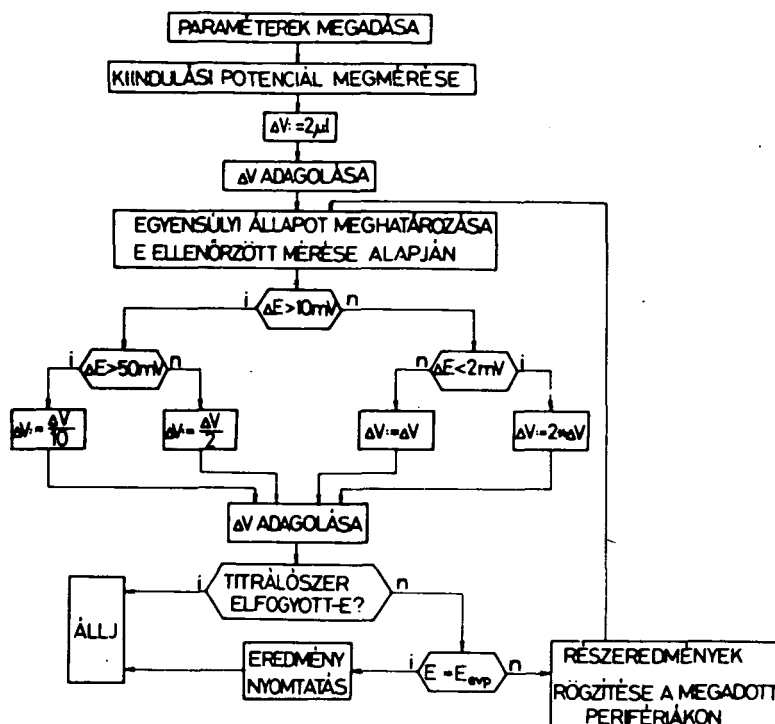
Vizsgáljuk meg, milyen logikai lépésekből áll egy titrálási művelet! Tájékozódó jellegű mérések után a titrálás történhet manuálisan (vizuális, vagy műszeres ellenőrzés mellett), vagy automatikusan (erre a célra létrehozott célberendezéssel). Az első esetben az ember szubjektíven, vagy műszer segítségével, objektíven érzékel, dönt, és a megfigyelt változás, valamint előzetes tapasztalatai alapján vezérel. Így az adott kémiai reakcióhoz igazodva közelíti meg az ekvivalencia pontot. Az automatikus titrálóberendezések a beépített műszerekkel objektíven mérnek. Egyes készülékeknél a titrálás folyamán beadott adagtérfogatok állandóak (6), és ezáltal a titrálás vagy rendkívül pontos, de irreálisan hosszú ideig tart, vagy elfogadható idő alatt végrehajtható, de az elkövetett hiba igen nagy lesz. Jobb a helyzet, ha az automata titrálóba olyan függvény generátort építenek be, amely lehetővé teszi az adagtérfogatok előre beállított módon történő változtatását (8). Ennek a megoldásnak az a hátránya, hogy csak igen nagy hibával lehet a várható titrálási görbét megadni, és a titrálás így megint csak pontatlan lesz. Más titriméterek esetében a titrálás folyamán a soronkövetkező adagtérfogat az előző adag titrálószer által létrehozott változással arányos. Ezek a berende-

zések az ekvivalencia pont finom megközelítésére képtelenek, rendszerint átugorják azt. Általában az automatikus titriméterek legfőbb hibája, hogy nem "követik" a titrálás folyamán lejátszódó kémiai folyamatot, hanem ettől többé-kevésbé függetlenül, előre beállított fix programok alapján, szinte vakon dolgoznak, ezért legfeljebb cél-feladatok viszonylag pontatlan megoldására alkalmasak.

Az teljesen egyértelmű az elmondottakból is, hogy vezérlés-technikai szempontból és mindeddig pontosságát tekintve is az ember által közvetlenül végzett titrálás a legtökéletesebb. Olyan megoldást kerestünk tehát, mely egyesíti magában a manuális titrálás előnyének mondható titrálási görbéhez való alkalmazkodást, tehát a kémiai reakció követését, és az automatikus titrálóberendezések pontos mérési és adagolási megoldásait. Olyan minicomputert tartalmazó rendszert építettünk fel, mely módosítható programjával és az embert utánzó adaptációs képességével optimális titrálási sebesség mellett a legszigorubb pontossági követelményeknek is eleget tesz.

Az 1. ábrán az automatikus titrálást vezérlő, vagy a titrálási görbét automatikusan meghatározó számítógépes program blokkvázlata látható. Ez a program matematikai kibernetikai értelemben vett zárt-hurku adaptív vezérlést valósít meg. A titrálás folyamán a beadott anyagmennyiséget a kémiai rendszer pillanatnyi állapotától függően, a két utolsó mérési eredmény alapján változtatja. A rendszer állapotától függően tehát más-más lesz a vezérlés jellege, a program adaptív változása miatt.

Programunk a paraméterek megadásával kezdődik. Ekkor kell megadni azokat a konstansokat, amelyek segítségével az adaptáció a legkedvezőbb lesz. Megadható ezen kívül, hogy a részeredményeket (a titrálási görbe egyes pontjait) is, vagy csak a végeredményt (az ekvivalencia pont értékét), és mely periférián vagy perifériákon rögzítse a program. Az ekvivalenciapont értékének rekeszébe beírt számérték célszerű megválasztásával fog a program vagy automatikus titrálást végezni, vagy titrálási görbét felvenni. A titrálószer beadása után jelentkező tranziens jelenséget a mérési adatok értékelésekor ki kell hagyni, a stacioner állapot kialakulását minden esetben ki kell várni. Ez nem egyszerű idő-kivárást, hanem állandó ellenőrzést jelent. Akkor tartjuk befejezettnek a tranziens jelenséget, ha a szabályos időközökben vett minták csak kis hibával térnek el egymástól. (Mintavétel kb. 1 s, elté-



1. ábra

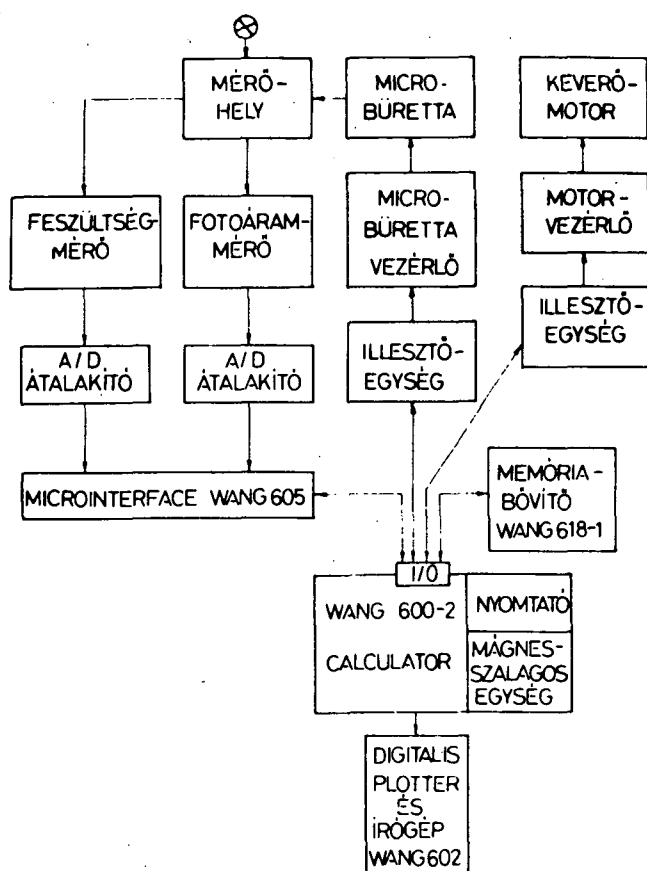
Az automatikus titrálást vezérlő számítógépes program blokkvázlata

rés kb. 0,5 %, paramétertől függően). A mérési pontosságot megnöveltük azzal, hogy 5-10 gyors egymás után (20 ms) mért érték átlagát hasonlítottuk össze az előző, hasonlóan kapott átlaggal. Az adaptációt úgy valósítja meg a program, hogy a kezdeti 2 μl adagtér fogatot a mérés eredményétől függően kétszeresére növeli, változatlanul hagyja, felére csökkenti, vagy nagyon nagy változások esetén tizedére csökkenti. Így az adagtér fogatok a titrálási görbe kis meredekségű szakaszán nagyok, az ekvivalencia pont közelében akár 0,05 μl-re is lecsökkenhet.

A 2. ábrán az automatikus titrálást végző rendszer blokkvázlata látható. Az mérőérzékelő egyaránt lehet az elektrokémiai méréseket lehetővé tevő valamilyen fajta mérőelektrod vagy a fotometriás méréseknél alkalmazott fotomultiplier. Az ezekből származó elektromos



jelet az analóg mérőműszer juttatja az analóg-digitál átalakítóba. A számítógép egy interface segítségével nyeri az információkat a folyamat értékeléséhez és a titráló oldat adagolását végző mikrobüretta vezérléséhez.



2. ábra

Az automatikus titráló rendszer blokkvázlata

A mikrobüretta működtetését léptetőmotor végzi, melyet egy integrált áramkörös vezérlőelektronika és csatolóegység kapcsol a számítógépre. A léptető motort kiszolgáló két egység saját tervezésű és kivitelezésű, működtetése a WANG perifériákhoz hasonlóan kétlépéses utasítással történik. Egy utasítás hatására, csak egyetlen lépést tesz a motor a címmel megadott irányba. Ez 0,05  $\mu$ l anyag-

nak felel meg. Ezzel a megoldással lehet biztosítani a csatoló egység egyszerűségét (8 db IC), viszont a motor folyamatos forgatásához program ciklust kellett szervezni.

Az előbb említett mérőműszerek kimenetén kapott analóg villamos jelet digitális feszültségmérőkkel (panelmeter) digitalizáljuk. Ezeket úgy állítottuk be, hogy az analóg műszerek teljes mérési tartománya leírható legyen három számjegy pontossággal, emiatt a WANG cég által gyártott MICROINTERFACE csatolóegységgel egyszerre, egy utasítással lehet esetleg két fizikai vagy kémiai paramétert is beolvasni. A három-három számjegyből álló mérési adatokat külön rutin hitelesíti. Ezzel a fogással gyors mérés végezhető (20 ms/mérés), és az átlagok meghatározása is könnyebbé válik.

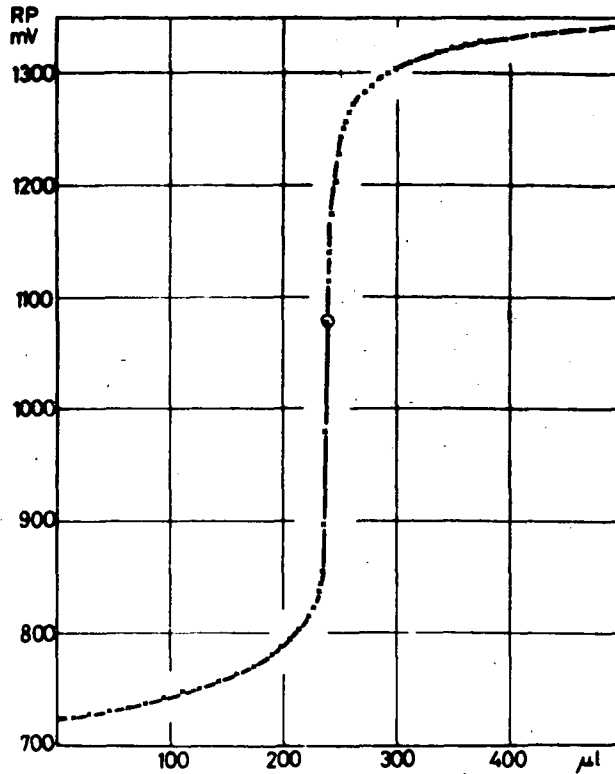
Titrlás közben - a beadott titrlószer minél gyorsabb és tökéletesebb elkeveredése céljából - az oldatot keverni kell. Erre a célra a vibrációs keverő a legalkalmasabb. A potenciál méginkább a transzmissziós mérést az oldat mozgása zavarja, ezért a mérések idejére szüneteltetni kell a keverést. Ez programozható kapcsoló segítségével lehetséges, mely a számítógépből kapott utasítás hatására vezérli a keverőkészüléket.

A kalkulátor I/O sínére csatlakozik egy memória bővítő (1K), mellyel bonyolultabb programok szegmenseinek tárolását és gyors cseréjét lehet megoldani. A kalkulátorhoz egy rajzoló írógép is csatlakozik, amellyel a kalkulátorba beépített nyomtatóval párhuzamosan vagy önállóan lista készíthető a mérésről, ill. a titrlási görbéket a titrlás folyamán vagy később ki lehet rajzolni.

A 3. ábra 10 ml  $2 \cdot 10^{-3}$  Mol koncentrációju ferroszulfát potenciometrikus titrlási görbéjét mutatja,  $10^{-2}$  Molos cériszulfáttal titrlva, míg a 4. ábrán az ekvivalencia pontban leállított titrlás görbéje látható, ugyanebben az esetben.

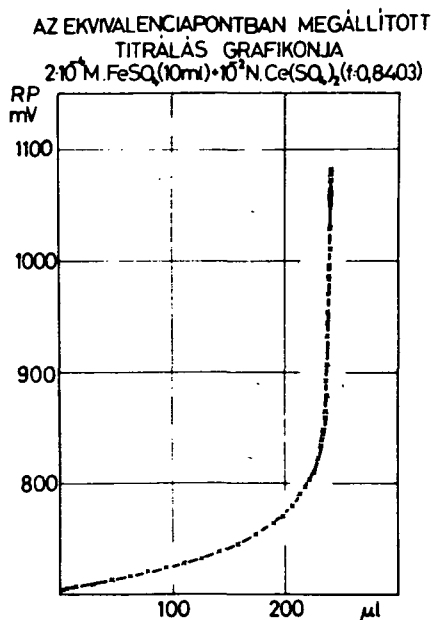
Ennek a titrlásnak az esetében a kiindulási adagtérfogat 2  $\mu$ l volt, mely - mint az ábrákon jól látható - a felrajzolt mérési értékek alapján a követelményeknek megfelelően előbb nőtt, majd az ekvivalencia pont környezetében jóval ezen érték alá (0,05  $\mu$ l-re) csökkent.

POTENCIOMETRIKUS TITRÁLÁSI GÖRBE  
 $2 \cdot 10^{-4} \text{ M. Fe SO}_4 (10 \text{ ml}) \cdot 10^{-3} \text{ N. Ce(SO}_4)_2 (f=0,8403)$

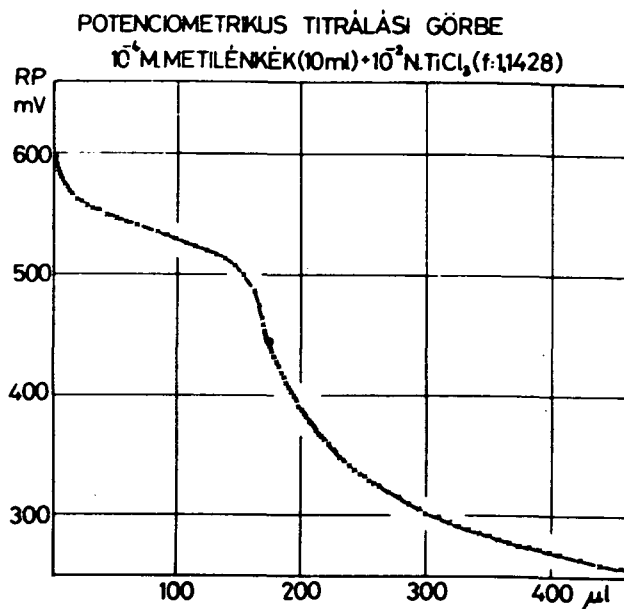


3. ábra

Az 5. ábra  $5 \cdot 10^{-4}$  Mol metilénkék titránszórószerrel való titrálási görbét mutatja. Meg kell jegyeznünk, hogy ebben a koncentráció tartományban vizuális módszerrel, csak korlátozott pontossággal titrálhatunk, az átcsapási pont elmosódott volt miatt. Mint az előző két ábrán, itt is látható, hogy az ekvivalencia pont közelében az adagtérfogat olyan kicsivé válik, hogy a titrálás hibája még ebben a tartományban is kisebb, mint 0,1 %. A titrálást egyébként az előzőhöz hasonló módon, de  $60^\circ \text{C}$ -on és  $\text{N}_2$  atmoszférában végeztük.



4. ábra



5. ábra

Eredményeinket összefoglalva : a bemutatott hardware és software megoldások alkalmazása lehetővé teszi, hogy adaptív vezérlés segítségével elkerüljük mindazokat a hibákat, melyek az automatikus, de nem számítógéppel, nem adaptív programmal vezérelt titrálóberendezések működésénél felmerülnek. A bemutatott berendezés nem túlságosan drága, nem költségesebb, mint a klinikai rutinlaboratóriumokban jelenleg használatos automatikus célberendezések, pontossága viszont legalább egy nagyságrenddel nagyobb. Reméljük, sikerült meggyőző érveket felsorakoztatnunk azon elképzelésünk és meggyőződésünk mellett, hogy ismét időszzerű a titrálási módok rutinszerű alkalmazása.

Irodalom

1. Bishop, E.: The Precise Calculation of Data for Redox Titration Curves. *Anal. Chim. Acta.* 26: 397-405, (1962)
2. Gran, G.: Determination of the Equivalence Point in Potentiometric Titration. *Acta Chem, Scand.* 4: 559-77 (1950)
3. Marek, N., Stur, J.: Evaluation Methods of Photometric Titration Curves. *Hung. Sci. Instr.* 1973: 1-8.
4. Marek N., Stur J., Szarvas J., Sipos M.: Theoretische und experimentelle Untersuchung photosensibilisierter Reaktionen der Photosynthese. Proceedings of the Fifth Technological and Scientific Symposium of Subject No. VI.5.5. of the CMEA, Bucharest (1967) 223-230.
5. Marek, N., Stur J., Szarvas J., Sipos M.: Kritische Betrachtungen zum Mechanismus der sensibilisierten biologischen Photoreaktionen, mit besonderer Rücksicht auf die Photosynthese. *Stud. Biophys.* 3: 255-262, (1967)
6. Pehrsson, L., Johansson A.: Automated System for Photometric Titration by stepwise addition of equal volumes of titrant. *Anal. Chim. Acta* 66: 67-74, (1973)
7. Stur J., Marek N.: Több komponensű anorganikus reverzibilis rendszerek redoxpotenciáljának tanulmányozása. *Az Algatenyésztés néhány elvi kérdéséről.* Szeged, (1965) 114-137.
8. Walton, A.: Simple recording titrator. *J. Chem. Educ.* 50: 795-96, (1973).



SZOTE Élettani Intézet és SZOTE Orvosi Vegytani Intézet

Számítógépes rendszer alkalmazása gyorsfotometriás mérési adatok  
feldolgozására

Szekeres László és Marek Nándor

Kémiai rendszerek jellemzésénél nagyon lényeges a lejátszódó reakciók minél pontosabb ismerete. Ez megköveteli, hogy a reakció lejátszódása közben mérjük a rendszerre és a változásra jellemző fizikai mennyiségeket. Reakciókinetikai szempontból legjellemzőbb a koncentráció változása. Ennek közvetlen mérése azonban csak igen lassu reakciók esetén lehetséges. Ezért inkább a koncentrációval egyértelmű kapcsolatban lévő és könnyebben mérhető fizikai mennyiséget célszerű vizsgálni.

Az egyik ilyen jellemző paraméter a fényelnyelés. A fényelnyelő képesség és a koncentráció közötti kapcsolatot a Lambert-Beer-törvény írja le. Az abszorpciós spektrum, amely az anyag fényelnyelő képességének hullámhossz függését adja meg, a fentiek mellett anyagszerkezeti következtetésekre is lehetőséget ad.

Egy - a látható tartományba eső - abszorpciós spektrum felvétele, ha a mérés hullámhosszról hullámhosszra (pl. 2-5 nm-enként) történik, órákat vehet igénybe. Megfelelő, írszerkezettel ellátott fotométert használva ez az idő 5-10 percre csökkenthető. Az időben ennél gyorsabban változó jelenségek abszorpciós spektrumai az említett mérési módszerekkel tehát nem követhetők.

Az 50-es években, amikor már az elektronika fejlettsége lehetővé tette, kidolgozták a spektrumok gyors felvételének és rögzítésének módszerét. A megfelelő készülékek jellemzésére az átfogható spektrumtartományt és a spektrális, illetve időbeni felbontóképességet adják meg. Általában a látható tartományban működnek, 4-5 nm-es felbontóképességgel. Az egy spektrum felvételéhez szükséges idő a legjobb készülékeknél néhány másodperc.

A fotoelektronsokszorozó és az oszcilloszkóp elterjedése gyorsabb változások megfigyelését tette lehetővé. Kezdetben csak egyetlen hullámhosszon vizsgálták a minta abszorpciójának változásait. Később, hogy teljesebb képet kapjanak a mintában végbemennő változásokról, felmerült az igény, hogy egy bizonyos spektrumtartomány időbeni változását egyszerre tudják megfigyelni. Az első ilyen készülékek nagy sebességgel mozgó mechanikával működtek. A monokromátor belépő részére bocsátották a vizsgálólandó, a mintán áthaladt fénysugarat. A bontóelemet (prizma vagy rác) nagy fordulatszámmal forgatva, a spektrum hullámhossz szerinti bontásban vonult el a kilépő résen. A kilépő résnél elhelyezett fotoelektronsokszorozó fotoáramát a bontóelem forgási frekvenciájával szinkronizált oszcilloszkópba vezették, így láthatóvá vált a minta abszorpciós spektruma. A spektrumok rögzítése az oszcilloszkóp képernyőjének fényképezésével vagy megfelelő sebességű filmezésével történhetett. Az időbeni felbontás növelése a mozgó mechanikai elem miatt nem volt lehetséges.

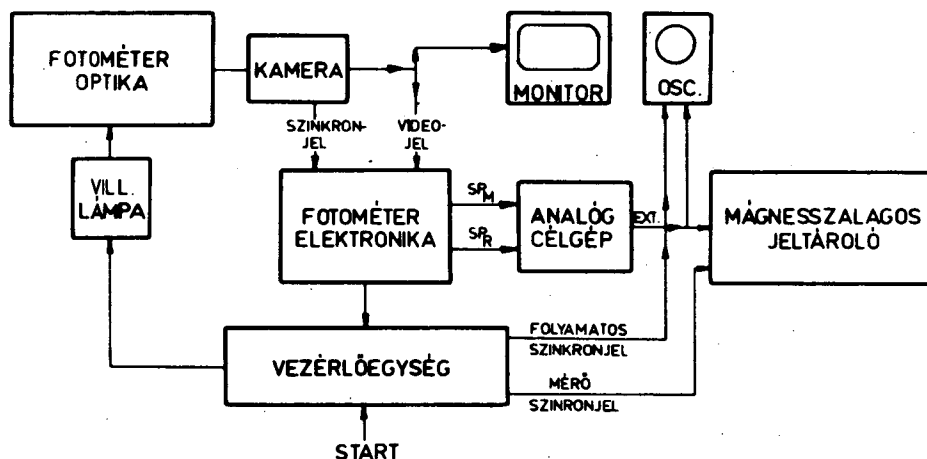
Az általunk tervezett és megépített villanófény gyorsspektrofotométerben a fénybontó egységből (spektrogrófból) kilépő szinképet egy TV kamera képfelvevő csövének targetjére képezzük le. E célra kameraként a HTV - kereskedelembe is kapható - TV kameráját használtuk, minimális átalakítással. A letapogatást végző elektronsugár igen kis tehetetlensége révén értünk el tehát az előbbieknél sokkal nagyobb időbeni felbontást.

A gyorsspektrofotométer blokkvázlata az 1. ábrán látható. A fotométer-optikából kilépő szinképeket a kamera alakítja mérhető analóg villamos jellé. A videojelet monitorba vezetve ellenőrizni lehet a kamera helyes beállítását, és közvetlenül láthatjuk a spektrumok fényintenzitás-változásait. A videojel a fotométer elektronikába kerül, ahol a megfelelően vezérelt mintavevő és tároló áramkörök előállítják a  $SP_M$  és  $SP_R$  jeleket, amelyek a mérő - és referencia-spektrum fényintenzitásával arányosak. Ezeket a jeleket egy analóg célgépbe vezetjük, amely tulajdonképpen analóg számítógép. Ez az extinkciót az

$$E = \lg \frac{SP_R}{SP_M} = \lg SP_R - \lg SP_M$$



PILLANATREAKCIÓK GYORSSPEKTROFOTOMETRIÁS KÉPÉNEK  
RÖGZÍTÉSE MÁGNESSZALAGON



1. ábra

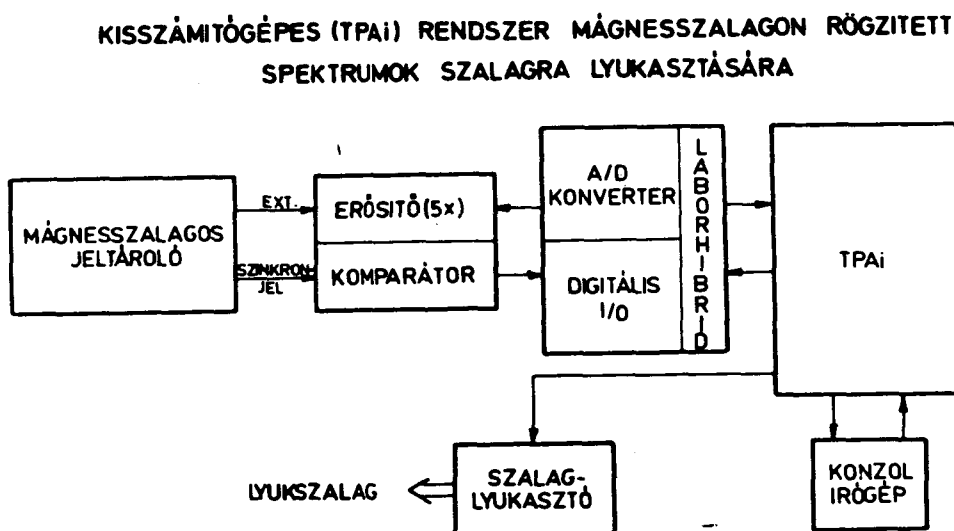
összefüggés alapján két logaritmizáló és egy kivonó áramkör segítségével határozza meg. Az extinkciót szinkronizáló jel segítségével jelenítjük meg az oszcilloszkóp képernyőjén hullámhossz-függésben, az x tengely megfelelő hitelesítése mellett. Az oszcilloszkópon a megfelelő spektrumok regisztrálása fotózással vagy filmezéssel is történhet, ezen a "holt" anyagon azonban a lejátszódó kémiai változások finomabb analizisét nem lehet elvégezni.

A gyorsfotométerekkel és így a mi villanófény gyorsfotométerünkkel is - mint azt a bevezetőben említettük - igen gyorsan lejátszódó jelenségeket lehet vizsgálni. Ilyen esetben a beavatkozás és a regisztrálás összehangolt működtetése csak elektronikus vezérlő egységgel lehetséges. A vezérlő-egység embertől ka-

pott indító jellel működésbe hozza a mágnesszalagos jeltárolót, majd néhány kiindulási spektrum rögzítése után, folyamatos regisztrálás mellett indítja a gyorsreakciót.

Mivel esetünkben nagy mennyiségű információ feldolgozásáról van szó, szükségessé válik egy megfelelő számítógép alkalmazása. Nehézségeket jelenthet azonban a spektrumok számítógépbe való juttatása. Az extinkció, mint feszültség-idő függvény, számítógépre illesztett A/D konverterrel digitalizálható. A vizsgált jelenség igen gyors, így a konverciónak és a mérési adatok tárolásának is igen gyorsnak kell lennie. A gyors konverzió (kb. 5-10.000 adat/s) a mai integrált áramkörös technika alkalmazásával viszonylag könnyen megvalósítható, a tároláshoz azonban igen nagy operatív memóriára, vagy nagyon gyors működésű háttértárolóra (pl. DISC) van szükség, hiszen minimálisan 100.000 mérési adatot kell tárolni 15-20 másodperc alatt.

E problémák megoldására kétféle kisszámítógépes rendszert próbáltunk ki. A 2. ábrán TPAi kisszámítógépes összeállítás blokkvázlata látható.

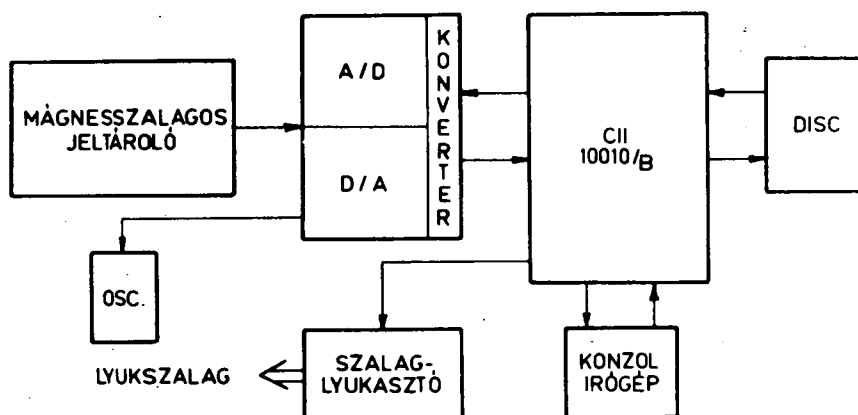


2. ábra

A mágnesszalagos jeltárolón rögzített analóg jel digitalizálására a Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola Számítástechnikai Tanszéke által kifejlesztett LABORHIBRID egységet használtuk. Háttér tároló hiányában a felvételt részletekben játszottuk be. A spektrumokat lyukszalagon nyertük, a konzol-írógépen pedig lista készült a lyukasztás menetéről. Ezuton is szeretnénk köszönetet mondani Iványos professzor urnak, hogy tanszékén e vizsgálataink elvégzését lehetővé tette.

A 3. ábrán az előzőhöz hasonló összeállítást láthatunk. A SZOTE CII 10010/B számítógépébe, az egyébként EEG és EKG analízisre használatos A/D-D/A konverter segítségével juttattuk be a mágnes szalagról lejátszott jeleket. A számítógéphez csatlakozó 800 Kbyte-os DISC - amelynek utolsó negyedét használhatuk - lehetőséget adott egy teljes mérés folyamatos bejátszására és tárolására.

KISSZÁMITÓGÉPES (CII10010/B) RENDSZER MÁGNESSZALAGON RÖGZÍTETT  
SPEKTRUMOK SZALAGRA LYUKASZTÁSÁRA

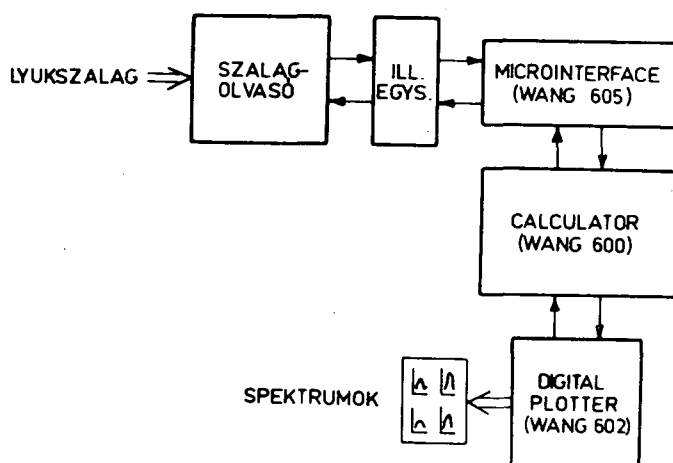


3. ábra

A számítógépek által lyukasztott szalag 8 bites, bináris formátumu 256 kvantálási szintű. Egy spektrum 128 értékből áll, amely kb. 1 nm-es felbontásnak felel meg.

A lyukszalagon nyert mérési adatokat - a közismert gazdasági és munkaszervezési nehézségek, illetve előnyök miatt - a laboratóriumunkban lévő WANG 600-2 típusu minicomputerrel dolgoztuk fel.

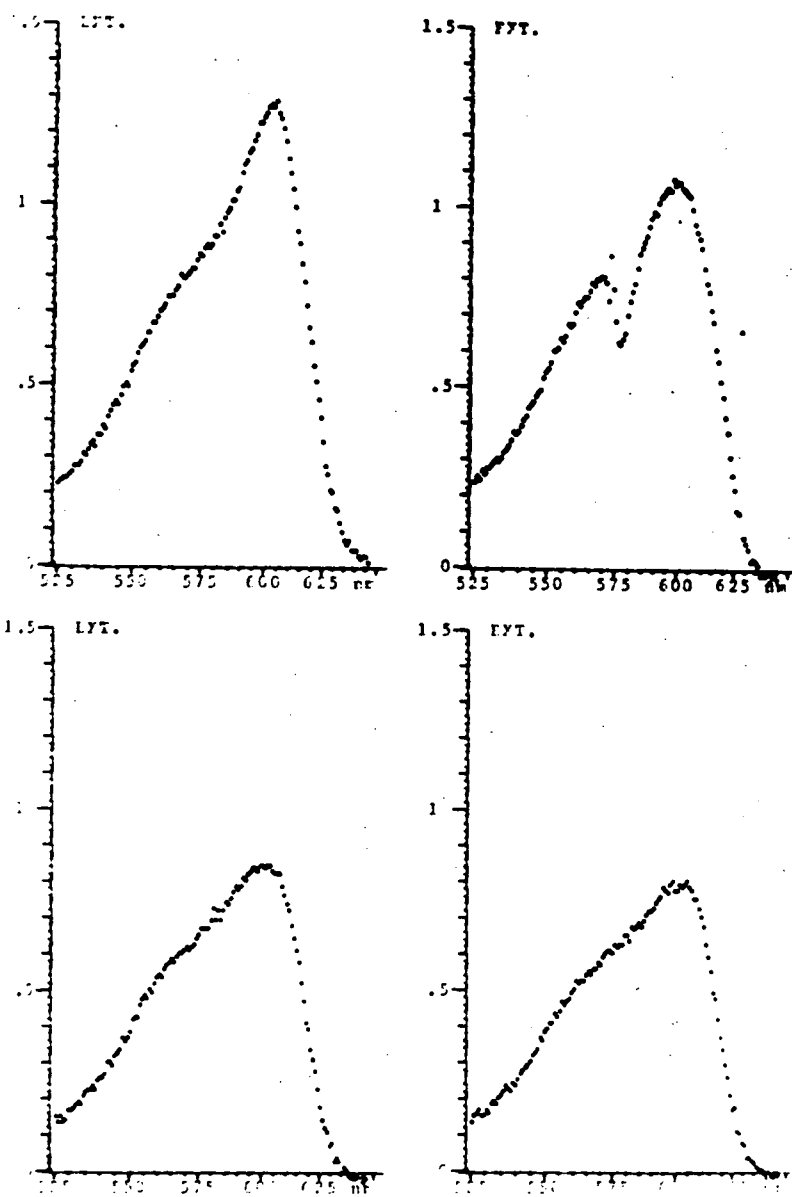
MINICOMPUTERES RENDSZER LYUKSZALAGON RÖGZITETT  
SPEKTRUMOK FELDOLGOZÁSÁRA



4. ábra.

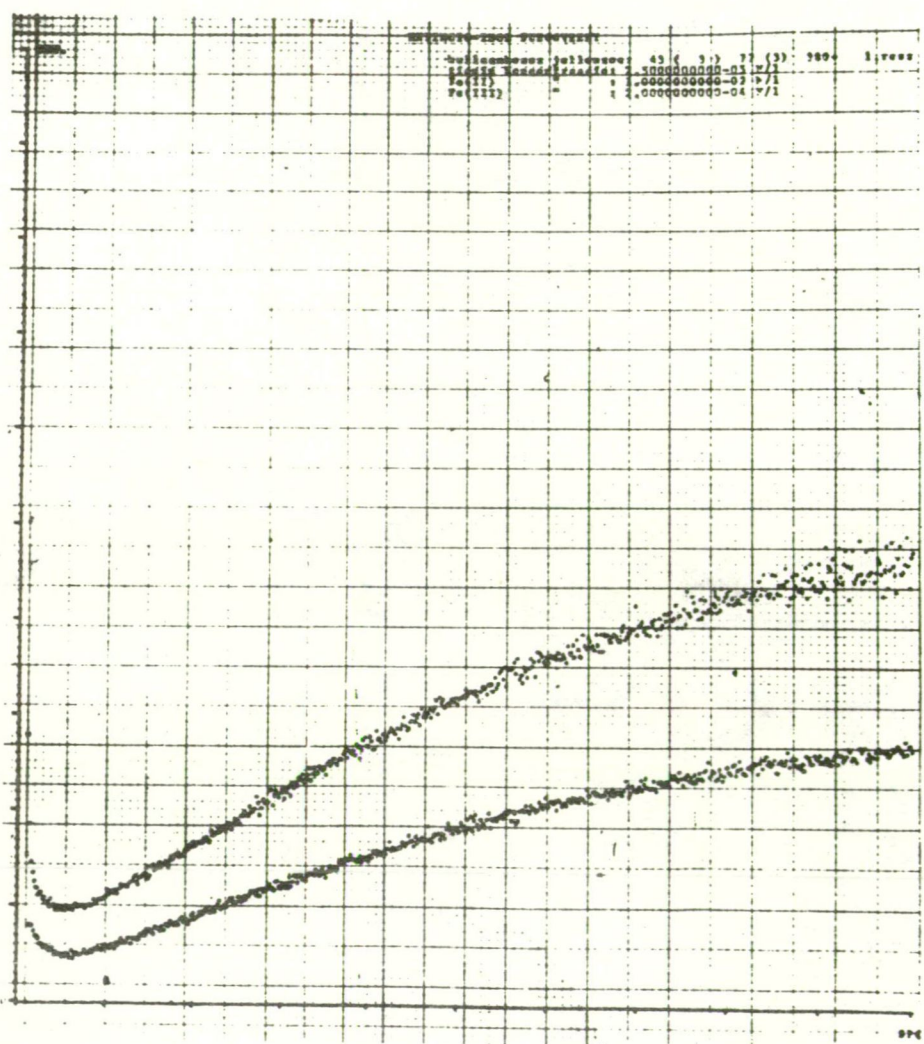
Ugy gondoljuk, nem szükséges részletezni, hogy amennyiben a mérési adatokat valamilyen módon lyukszalagra rögzítjük, és rendelkezésünkre áll egy számítógép, amely lehet egy minicomputer is, csak a probléma megfogalmazásától függ, hogy milyen szempontok szerint dolgozzuk fel az anyagot. A 4. ábrán az e célra alkalmas összeállítás blokkvázlata látható. Lyukszalag olvasóként egy READ-MOM 300 típusu készüléket használtunk, illesztését egyrészt egy saját építésű, másrészt a WANG cég által gyártott interface segítségével oldottuk meg. A kalkulátorhoz csatlakoztatott rajzoló írógép, lehetővé teszi a számítás eredményeinek görbe formájában, megfelelő koordináta rendszerben, szöveges megjegyzésekkel ellátott megjelenítését.

5.2.2.



5. ábra

Végezetül szeretnénk bemutatni az előbbi elvek felhasználásával megvalósított két egyszerű megjelenítési módot. Az 5. ábrán egy fotokémiai reakciót kísérő elszintelenedési folyamat első négy spektruma látható 20 ms-es követési idővel. A jobb felső ábrán megfigyelhető spektrum a villantás pillanatában került felvételre, mint azt a görbén látható törés jelzi. Meg kell jegyeznünk, hogy az ilyen ábrázolási mód, amely a lyukszalagon rögzített számadatok pontonkénti ábrázolásával készült, már ebben az egyszerű formájában is jelentős információkat szolgáltat akár molekula szerkezeti, akár reakciókinetikai vizsgálatokhoz. A 6. ábrán az előbb látott spektrumok két jellemző hullámhossz-értékéhez tartozó extinkció változását láthatjuk az idő függvényében, abban az esetben ha nem az első néhány, hanem a teljes mérési idő alatt felvett 750 spektrum adatait használjuk fel.



6. ábra

Összefoglalásképpen az elmondottakból néhány gondolatot szeretnénk kiemelni. Ma a gyorsfolyamatok vizsgálata a kémia súlyponti kérdése. Az általunk kifejlesztett gyorsfotométerrel és az alkalmazott számítógépes rendszerrel igen gyors folyamatok analizisére is lehetőség van. Ezen felül azáltal, hogy a mérés folyamán csak egy fázisban kell nagy-számítógépet használni, a számító központok viszonylag nagy tehetetlenségének megkerülésével az egész feldolgozást mérőhely-közelbe lehet hozni. Ugyanis viszonylag olcsó, de mégis megfelelő minicomputeres konfigurációval, csak kérdésfeltevés függvénye, hogy a lyukszalagon lévő anyagot milyen szempontok szerint dolgozzuk fel. Ez gyors visszajelzésre, ennek következtében a feldolgozó program és a mérés gyors változtatására ad lehetőséget, tehát a pillanatreakciók - ha nem is pillanatszerű, de - gyors analizise valósítható meg.





Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola és NIM Igazgatási  
és Üzemszervezési Intézet

Elektromos bőrdiagnosztikai adatok számítógépes értékelése

Tóth János és Eöry Ajándok

Az emberi bőr elektromos ellenállása az akupunktúrás pontokban a környezetéhez viszonyítva extrém alacsony értéket mutat. Ezért megfelelően kialakított ellenállásmérő műszerrel az akupunktúrás pontok meghatározhatóak (Eöry és mtsa, 1974). Már H. Head (1898) és J. Mackenzie (1910) vizsgálatai óta tudjuk, hogy a belső szervi megbetegedések vizscerokután reflexek formájában a megfelelő bőrreprezentációs területekre kivetülhetnek. Ez a felismerés irányította az utóbbi időben a kutatásokat az emberi bőr diagnosztikai jellegű vizsgálata felé.

A feladat megoldása közel sem olyan egyszerű, mint amilyennek az az első pillanatban látszik. A bőr ellenállásának mérésével elsősorban a pszichológusok foglalkoztak, de méréseik jelentős többsége csak az érzelmi változások indikálására szolgált. Az irodalomban kevés a kvantitatív jellegű mérésről szóló leírás és azok számszerű adatai is lényegesen eltérnek egymástól. Ennek oka két tényezőre vezethető vissza. Elsősorban az egyöntetűség hiányára a mérési metodikában, a felhasznált műszerekben és a kiértékelésben. Másodsorban a bőrellenállás értékét befolyásoló tényezők figyelmen kívül hagyására.

A diagnosztikai lehetőség megteremtése megköveteli az egyszerű és reprodukálhatóan azonosítható mérési lehetőségeket. Az egyöntetűség területén aránylag egyszerű a feladat. A bőrellenállást befolyásoló tényezők esetében azonban arra a megállapításra jutunk, hogy gyakorlatilag a tényezők kis csoportja kiküszöbölhető, míg a többit csak figyelembe lehet venni és ennek alapján a mérési eredményeket korrigálni kell.

Célunk megvalósításához először megfelelő célműszert kellett kialakítanunk, amely a legkevesebb zavaró paramétert idézi elő mérés közben. A megvalósított és szabadalmazott műszert, - amelyet DERMOTEST-nek neveztünk el, - a III. Orvostechikai Kongresszuson mutattuk be.

Megfelelő célműszer birtokában megkezdjük az emberi testfelszín ellenállás-viszonyainak feltérképezését. Harminc, 16-24 éves egészséges emberen a bőrellenállás értékeit mértük, személyenként 400 pontban. A mérést azonos elektróda nyomás mellett végeztük, és pontonként mértük a bőrhőmérsékletet is, valamint a kísérleti helyiség relatív páratartalmát. A mérés időpontja mindig azonos napszakra esett. Az elektróda fix távolságu, bipoláris elrendezésű volt.

A mérési sorozatból több mint 24.000 adatot kaptunk. Az adatok feldolgozása számítógépen történt.

Az alkalmazott algoritmus a következő lépésekből állt:

1.) A mért érték egységnyi ( $1 \text{ cm}^2$ ) bőrfelületre vonatkoztatott korrekciója. Az elektródák összfelületét figyelembe véve a korrekciós faktor: 0,76.

2.) A kísérleti helyiség relatív páratartalmának alapján a számított érték módosítása a fennálló lineáris összefüggés alapján (2,8 %-al csökken a bőrellenállás 1 % relatív páratartalom növekedésre).

3.) A mérési pont közelében egyidejűleg mért, majd a mérési pontban ismételten megmért bőrhőmérséklet ismeretében, a  $30^{\circ}\text{C}$ -os bőrhőmérsékletnek megfelelő ellenállás értéket számítjuk ki. A bőrhőmérséklet csökkenésével a bőrellenállás exponenciálisan növekszik (Maulsby és mtsa, 1960).

4.) Tekintettel a mérések során tapasztalt individuális különbségekre, az összehasonlítás alapjául legcélszerűbbnek a súlyozott átlagolás módszere kínálkozott. Lényege, hogy az egyes kísérleti személyek átlagellenállásainak és az adott mérési pont ellenál-

lásának szorzat-összegét elosztjuk az átlagellenállások összegével. Egy-egy kísérleti személy esetén az átlagellenállás ( $R_{i.\text{átl.}}$ ) a pontok ellenállásának számtani átlagaként adódik. Ennek figyelembevételével a súlyozott átlagszámítás alapképlete,  $m$  kísérleti személyt figyelembe véve :

$$R_s = \frac{\sum_{i=1}^m R_i \cdot R_{i.\text{átl.}}}{\sum_{i=1}^m R_{i.\text{átl.}}} \quad /1/$$

Figyelembe véve, hogy:

$$R_{i.\text{átl.}} = U_i \cdot \frac{1}{l_{1i}} \quad /2/$$

illetve

$$R_i = R_n \cdot \frac{\frac{1}{l_{2i}}}{\frac{1}{l_{1i}}} \quad /3/$$

alkalmaztuk a /2/ és /3/ behelyettesítését /1/-be :

$$R_s = \frac{\sum_{i=1}^m U_i \cdot \frac{1}{l_{1i}} \cdot R_n \cdot \frac{l_{1i}}{l_{2i}}}{\sum_{i=1}^m U_i \cdot \frac{1}{l_{1i}}} \quad /4/$$

Ez a kifejezés analóg az index általános statisztikában használatos aggregát formájával (Köves és mtsa, 1968).

Az ismertett algoritmusnak megfelelően a számításokat ELLIOTT 803/B számítógépen végeztük, autókód nyelvű programmal.

Eredmények:

- 1.) Feltérképeztük, hogy hogyan változik a bőrellenállás a testtájak szerint.
- 2.) Megállapítottuk, hogy az alacsony bőrellenállású, úgynevezett "aktív" bőrterületek megfelelnek az akupunktúrás pontok elhelyezkedésének.
- 3.) Képet alkothattunk az akupunktúrás pontok és a közvetlen környezetük ellenállás és hőmérsékleti viszonyairól.
- 4.) A kísérletsorozathoz egészséges személyeket választottunk ki és a mérések során a test középvonalára szimmetrikusan elhelyezkedő pontoknál 15 %-nál nagyobb eltérést nem tapasztaltunk. Ez ugyanis már patológiás tünetre utalt volna.

A diagnosztikai lehetőség megteremtésének következő lépésében már monopoláris elektródarendszerrel, csak az akupunktúrás pontokat mérve, úgy az egészséges, mint a belső szervi betegségben szenvedő (lehetőleg műtét előtti állapotban) egyénekről nyert adathalmaz feldolgozása kerül előtérbe. A feldolgozás jellege is változni fog, hiszen itt már elsősorban a szórások várható értékeinek behatárolása és az orvos számára is könnyen kezelhető viszonyszámok kialakítása lesz a fő cél.

### Irodalom

1. Eőry, A., Tóth, J.: Új elektrodermodiagnosztikai orvosi eljárás és készülék. III. Orvostechnikai Konferencia, Bp. 1974. (240-244.)
2. Köves, P., Párniczky, G.: Általános statisztika, Tankönyvkiadó, Budapest, 1968.
3. Mautsby, R.L., Edelberg, R.: The interrelationship between the galvanic skin response, basal resistance and temperature. Journal of Comparative and Physiological Psychology, 1960. 53 : (475-479).



Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola

Adatátviteli utak számítógép és laboratóriumi real-time periféria  
között

Kóré László, Ivanyos Lajos, Tóth János és Molnár Ervin

A tanszékünkön (Számítástechnikai Tanszék) kifejlesztett LABORHIBRID elnevezésű laboratóriumi real-time periféria hardware, software kérdéseiről, alkalmazási lehetőségeiről az elmúlt években már többször jelent meg publikációnk. Jelen előadásban az alkalmazásokkal kapcsolatos kérdések közül egy olyannal szeretnénk foglalkozni, amely eddig még nem szerepelt publikációinkban, de az alkalmazások szempontjából igen fontosnak mondható. Ez pedig a LABORHIBRID periféria és a számítógép közötti adatátvitel problémája.

Az adatátviteli utak befolyásolják a rendszer alkalmazhatóságát az elérhető adatátviteli sebesség és a telepítési hely megválasztása miatt. A számítógép és a LABORHIBRID kapcsolatán túlmenően, hierarchikus felépítésű LABORHIBRID rendszereknél, ahol több LABORHIBRID egység van, az egyes egységek közötti adatátvitel is hasonló problémákat vet fel és jelentősége is nagyjából azonos.

Mielőtt konkrétan rátérnénk az adatátvitel kérdésre, röviden foglaljuk össze perifériáinknak mindazon jellemző tulajdonságait, melyek alapvetően meghatározták a kialakított adatátviteli módokat. Természetesen felhívánk a figyelmet a témáról már korábban megjelent publikációinkra, melyek a LABORHIBRID tulajdonságait és alkalmazási területeit részletesen ismertetik (lásd irodalom jegyzék).

A LABORHIBRID moduláris felépítésű, egy keretben 7 felhasználói modul van, melyek a műszereket, készülékeket kapcsol-

ják a rendszerhez, és egy vezérlő-illesztő modul biztosítja az összeköttetést a számítógéppel. A modulok között a keret teremt kapcsolatot, a keretben kialakított egységes belső csatlakozási rendszer révén. A csatlakozási rendszer biztosítja a felhasználói modulok és a vezérlő-illesztő modul közötti információ forgalmat. Az egységes belső csatlakozási rendszer lehetővé teszi, hogy tetszés szerinti modulokból állítsa össze a felhasználó a rendszerét a mindenkori igényeknek megfelelően.

Az adatátvitel szempontjából lényeges, hogy minden LABORHIBRID művelet egy byte-os utasítás hatására történik. Ez az 1 byte egy 3 bites műveleti kód részből áll, valamint egy 4 bites címrészből, amellyel a keretben elhelyezett modulok címezhetők meg.

Az utasítások 3 csoportba sorolhatók :

vezérlő utasítások  
input utasítások  
output utasítások

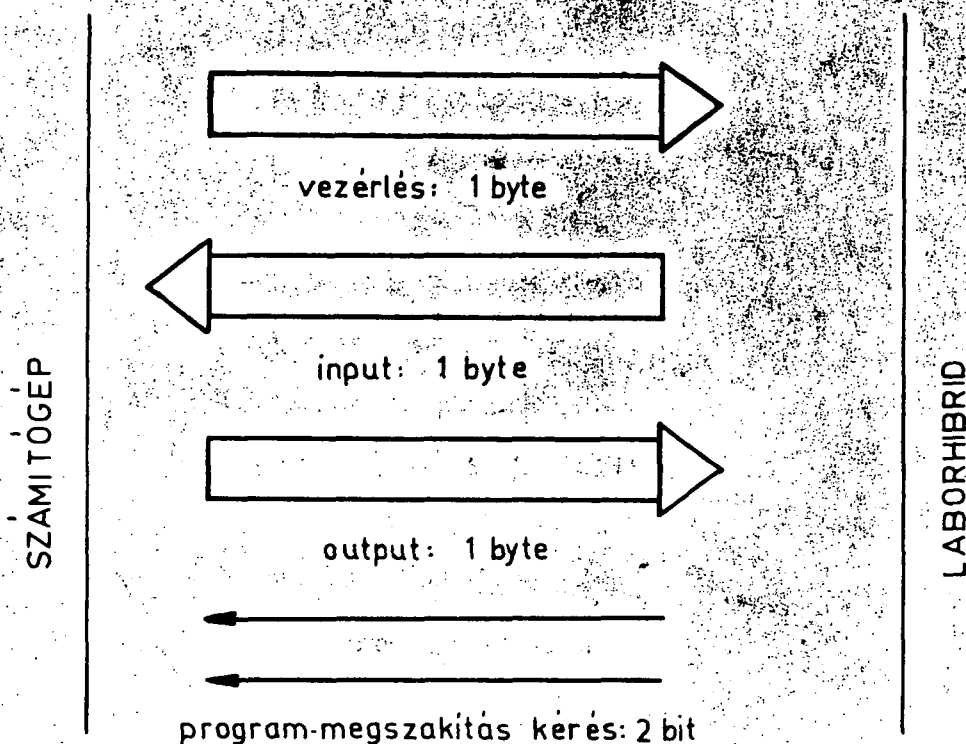
A vezérlő utasításoknál csak az 1 byte-os utasításkód átvitelére van szükség, míg az input és output utasításoknál még adatátvitel is történik. Az átvitt adatok is byte formátumúak, egy-egy input vagy output utasítás hatására byte átvitelére kerül sor.

Egy utasítás végrehajtásakor tehát maximum 2 byte-nyi információt kell átvinni. (1. ábra).

Még egy független információ átvitelére van szükség a LABORHIBRID-től a számítógéphez. Ahhoz, hogy a számítógép-LABORHIBRID rendszerben a LABORHIBRID a futó program megszakítását kérhesse, a LABORHIBRID programmegszakítás kérés jelét is külön át kell vinni a számítógéphez.

A programmegszakítás kérés max. két szinten történhet a LABORHIBRID-nél, azaz min. 1, max. 2 külön információs út kell.





1. ábra —

A működési sebesség is egyértelműen definiálható a LABORHIBRID-nél. Egy utasítás végrehajtása, függetlenül típusától  $1\ \mu\text{s}$ -ig tart. Természetesen ez az  $1\ \mu\text{s}$  csak a LABORHIBRID belső adatforgalmára vonatkozik, azaz ezen idő alatt történik meg a felhasználói modulok és a vezérlő-illesztő modul közötti adatforgalom, illetve ennyi idő alatt hajtódnak végre a vezérlés jellegű utasítások. Viszont a felhasználói modulok és csatlakoztatott műszerek, készülékek ennél lényegesen több időt is eltölthetnek egy-egy utasítás végrehajtásával.

Az adatátviteli sebesség felső korlátja ebből már meghatározható: elvileg lehetetlen másodpercenként 1 milliónál több

LABORHIBRID utasítás végrehajtása. Ez a korlát viszont csak elméleti, ugyanis egyrészt az átvitt adatokkal a számítógépnek is végre kell hajtania bizonyos műveleteket; másrészt a LABORHIBRID-hez csatlakozó műszerek, berendezések általában nem igényelnek ilyen gyors adatforgalmat.

A számítógép és a LABORHIBRID közötti lehetséges összeköttetések kérdését tehát a következő három fő probléma határozza meg :

1. A szükséges adatátviteli út hossza.
2. Az időegység alatt végrehajtható műveletek száma.
3. Az egy utasítás végrehajtásakor átvitt maximális információmennyiség.

Az egy utasítás végrehajtásakor átvitt információmennyiség az átviteli út kialakításától függetlenül állandó, csak a végrehajtható művelet fajtájától függ. Ha nem input-output műveletet hajt végre a rendszer, csak 1 byte átvitele kell, a többi esetben pedig 2 byte-ot kell átvinni.

Természetesen ez az állandóság úgy értendő, hogy nem vesszük figyelembe az átvitel lebonyolításához szükséges egyéb jeleket, melyek száma változó.

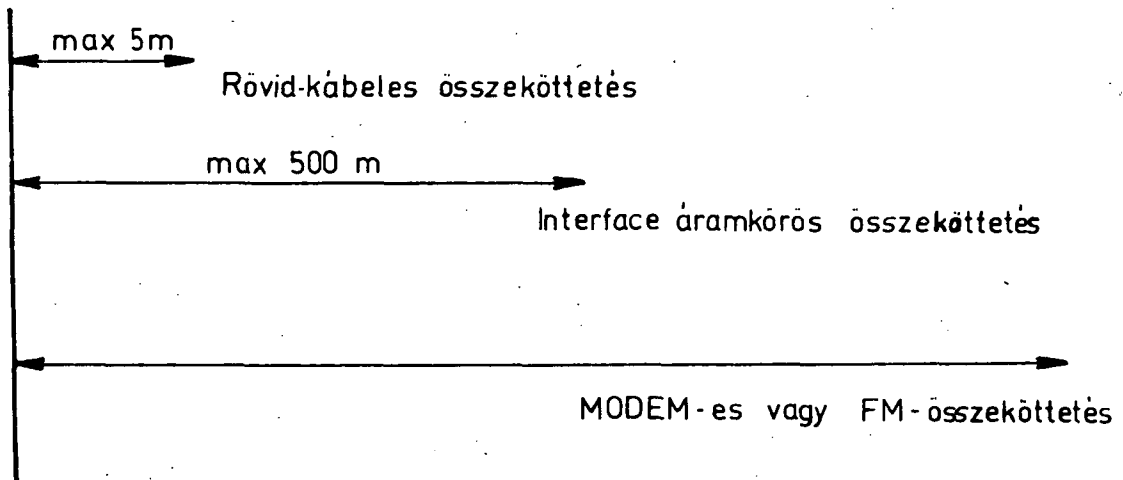
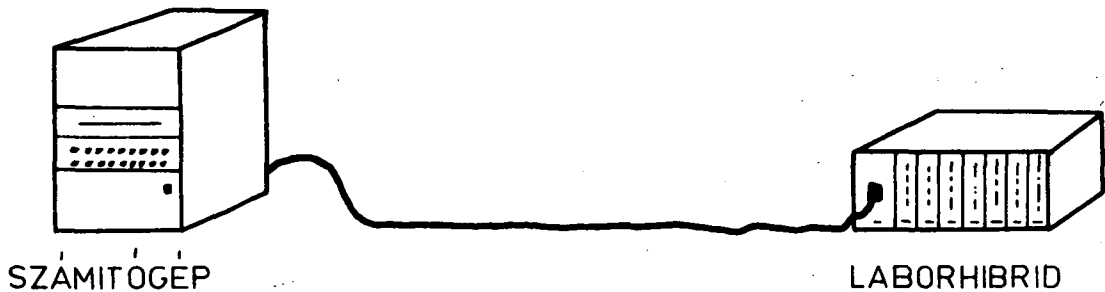
Az egyes megoldások közötti műszaki paraméter különbség az árban is erősen jelentkezik. Nagyobb sebességű és hosszabb adatátviteli út megvalósítása többbe kerül, mint egy kisebb adatátviteli sebességű vagy rövidebb távolsági követelményt kielégítő megoldás.

A LABORHIBRID fejlesztésével egyidejűleg az adatátvitel kérdésében is igyekeztünk a felhasználók igényeinek megfelelően többféle megoldást kialakítani. Jelenleg 4 különböző adatátviteli lehetőséget tudunk ajánlani a számítógép-LABORHIBRID kapcsolat kialakításához :

1. rövid kábeles összeköttetés,
2. interface áramkörös összeköttetés,
3. MODEM-es kapcsolat,
4. frekvenciamodulációs összeköttetés.

A következőkben az egyes összeköttetési módokat szeretnénk ismertetni, kitérve az alkalmazás szempontjából jelentős tulajdonságaikra.

Időrendi sorrendben elsőként a rövid kábeles összeköttetést alakítottuk ki. Alapvető tulajdonsága, hogy TTL jelszintekkel dolgozik, a vonalak meghajtására és az érzékelésre nem használ különleges áramköröket, hanem a TTL sorozat áramkörei használhatók. Ebből már következik, hogy csak kisebb távolságig alkalmazható, ez a távolság maximálisan 5 m lehet. (2. ábra) Ezt az összeköttetést kezdeti hardware, software kísérleteinkhez alakítottuk ki, hogy a számítógép-LABORHIBRID kapcsolatot létre tudjuk hozni és a próbákat el tudjuk kezdeni.



2. ábra

A rövid távu összeköttetés másik fő jellegzetességét a 3. ábra szemlélteti. Az átvitelhez külön 8 vezetéken továbbítjuk a vezérlést előíró utasításkódot, valamint 8 vezetéket használunk az input, illetve output adat-byte átvitelére. Mivel az utasítás-byte, illetve az adat-byte átvitele paralel történik, a távolság kicsi, a LABORHIBRID belső adatforgalmára megadott 1  $\mu$ s-os időn belül lezajlik a számítógép-LABORHIBRID közötti átvitel is.

A legnagyobb átviteli sebesség tehát ezzel az adatátviteli uttal érhető el. Az áramkörü kialakítás is igen egyszerű és olcsó, a kábelár sem jelentős, mivel kis távolságról van szó, másrészt az alkalmazott 34 erű kábel sem drága.

Alkalmazására ott kerülhet sor, ahol a műszerek, készülékek közvetlenül a számítógép melletti külön helyiségben, vagy vele egy helyiségben vannak.

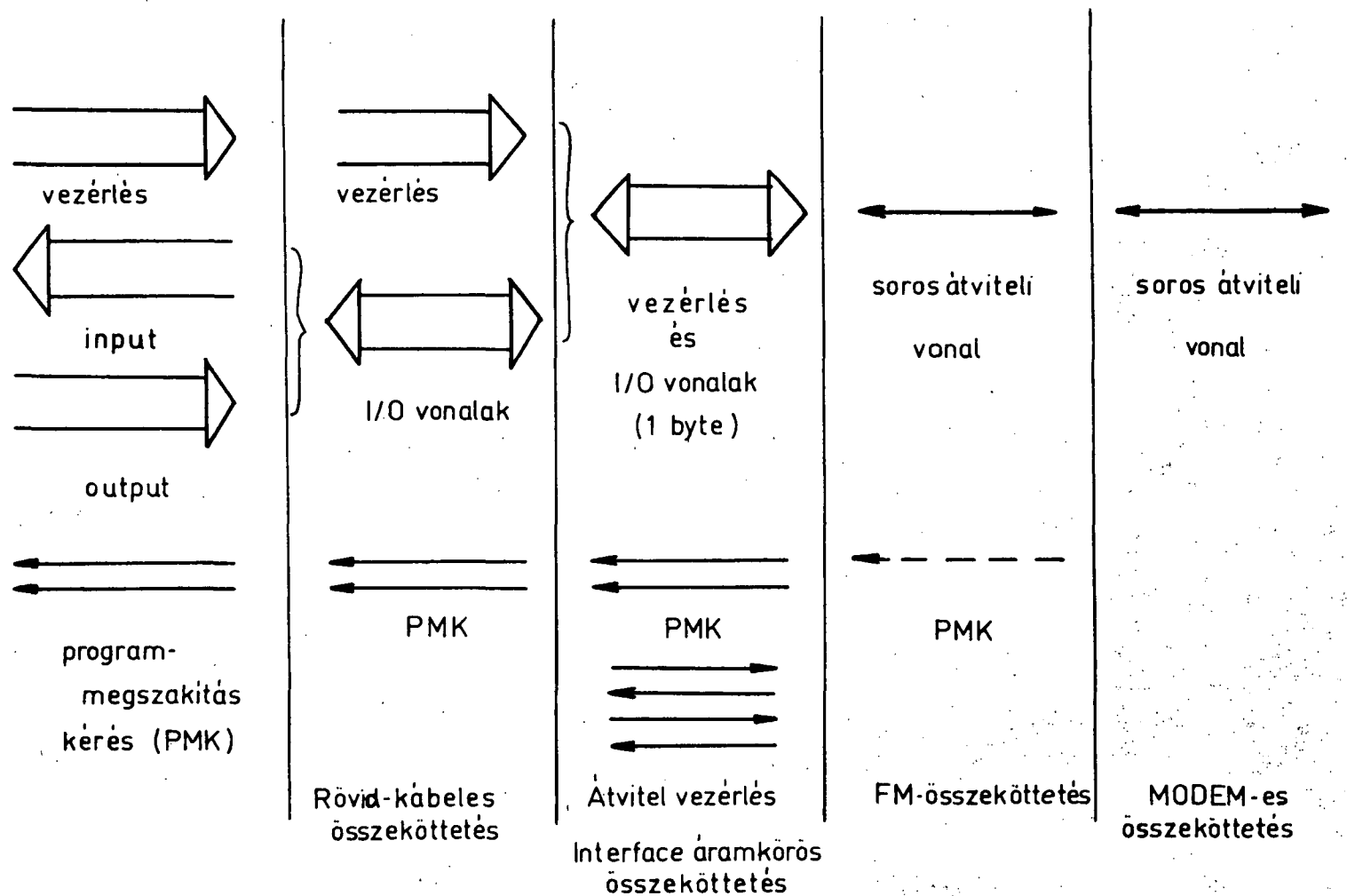
Legtöbb esetben azonban olyanok a körülmények, hogy a számítógép külön helyiségben van, s azok a műszerek, készülékek, melyeket a számítógéphez kellene kapcsolni, vagy más helyen vannak, távol a számítógéptől, és nem is vihetők át a számítógép közelébe, vagy pedig egy ilyen átcsoportosítás ésszerűtlen lenne.

Ezért létrehoztunk egy olyan összeköttetést is, melynek segítségével nagyobb távolsági követelményeket lehet kielégíteni.

Ennél a megoldásnál nagy zavarérzékenységű integrált áramköröket alkalmaztunk, a Texas Instruments SN 75-ös sorozatu interface áramkörei közül. Ezt az átviteli rendszert éppen ezért interface áramkörös összeköttetésnek nevezzük.

Alapvető jellegzetessége, hogy minden jel átviteléhez 1 külön érpárra van szükség. Ezenkívül természetesen a földvezeték is szükséges, de ez közös.

Az átvitel itt nem tisztán párhuzamos, mint a rövid kábeles összeköttetésnél. Alapvető szempont volt a tervezés során, hogy a 34 erű kábel felhasználható legyen itt is. A nagyobb érszámú kábelek ugyanis lényegesen drágábbak, több 34 erű kábel használata pedig mind az ár, mind a bonyolultság növekedése miatt indokolatlan.



3. ábra

Ezért választottuk azt a megoldást, hogy egyetlen 8 bites adatutat használunk, és ezen byte-soros, bit-paralel átvitel történik, azaz a számítógép felől eljut a LABORHIBRID-hez a vezérléshez szükséges utasításbyte, majd, ha input vagy output művelet van, ezen az adatuton, az átvitel irányától függően áthalad az adatbyte. A rövid kábeles összeköttetéshez képest bonyolultabb átviteli mód, ezért itt az átvitel lebonyolításának vezérléséhez külön vonalakra van szükség.

Ugyancsak külön vonalakon haladnak a program megszakítás-kérés jelei. Ezen átviteli módnál is megtartottuk a kétszintes programmegszakítás-kérés lehetőségét.

Ennél az összeköttetési módnál az adatátviteli idő már korántsem elhanyagolható a LABORHIBRID utasításvégrehajtási idejéhez képest. A 34 erő kábel jelkésleltetési ideje kb. 5 ns méterenként, egy input vagy output műveletnél pedig a vezérlő vonalakon kétszer történik oda-vissza jelforgalom, időben egymás után, így tehát a kábelkésleltetés számításánál a tényleges kábelhossz négyszeresét kell figyelembe venni. Már 100 m-es kábelhossz esetén is ez 2  $\mu$ s-ot jelent, vagyis a számítógép LABORHIBRID-rendszerénél egy utasítás végrehajtási ideje 3  $\mu$ s-ra nyúlik meg ennél a távolságnál.

A maximális megengedhető távolságon belül bármilyen kábelhosszuság esetén az átvitel kézfogásos jellege miatt nincs szükség az időzítések külön beállítására, a kábelhossztól függő idő múlva a művelet végén a számítógép jelzést kap a művelet befejeztéről.

A megengedhető maximális kábelhossz függ a kábeltől, a zajviszonyoktól, valamint a számítógéptől is.

A tanszéken levő TPA-i géphez megvalósított összeköttetésnél figyelembe vettük, hogy egy input-output utasítás végrehajtási ideje maximum 15  $\mu$ s-ra megnyújtható. Ennek alapján a maximális kábelhosszra 500 m-es érték adódott. Ezen érték alatt egy LABORHIBRID művelet 1 TPA-i utasítással elvégezhető. Ilyen távolság mellett még a kábel ára sem korlátozó tényező, a LABORHIBRID árának 5 %-a alatt van.

Amennyiben egy LABORHIBRID utasítás végrehajtásához több számítógép utasításnyi időt engedünk meg, a kábelhossznak csak a zajviszonyok szabnak korlátot. Természetesen ilyen esetekben számolni kell a működési sebesség további csökkentésével, a távolság növekedésének megfelelően.

Összefoglalva azt mondhatjuk az interface áramkörös összeköttetésről, hogy alkalmazása akkor indokolt, ha az egymástól távolabb elhelyezkedő számítógép és LABORHIBRID között nagyobb átviteli sebességű összeköttetés szükséges. Pl. az 500 m-es távolság esetén is másodpercenként 50 ezer LABORHIBRID input-output művelet hajtható végre.

Amennyiben nem szükséges ez az átviteli sebesség, más megoldások is alkalmazhatók a számítógép-LABORHIBRID kapcsolatot létrehozására, főként, ha nagyobb távolságu összeköttetés kell, mint amit az interface áramkörös megoldással el lehet érni.

Ilyen esetekben a postai MODEM-ek alkalmazása az egyik járható út.

Előny, hogy nem kell kiépíteni az adatátviteli vonalat, az már a meglévő telefonhálózat révén rendelkezésre áll. Ezzel a módszerrel lehetővé válik az is, hogy a LABORHIBRID-et egy számítógéppel nem rendelkező felhasználó alkalmazza, és a számítógép feladatát pl. egy más intézmény számítóközpontja lássa el.

A postai telefonhálózat alkalmazása mellett külön kiépített, saját kábel segítségével is használható a MODEM-es kapcsolat. Az adatátvitel soros jellege miatt a kábelár ilyen esetben nagyságrenddel kisebb, mint a 34 erű kábelé.

Az átviteli sebességet a MODEM-es összeköttetésnél a MODEM határozza meg. A soros átvitel és a telefonvonalak tulajdonságai miatt az átviteli sebesség igen alacsony lesz.

A MODEM-es soros adatátviteli mód mellett egy másik, nagyobb sebességű és a telefon vonallal kapcsolatos problémákat kikerülő soros átviteli móddal is folytatunk kísérleteket: a frekvenciamodulációs átvittel.

Előnye, az átvitel soros jellegéből adódóan, a kábel alacsony ára (egy koaxiális kábel elegendő, melynek ára a 34 erű kábel áránál nagyságrenddel kisebb), másrészt az URH sávba eső frekvenciatartományt választva, az átvitel sebessége lényegesen nagyobb, mint a MODEM-es kapcsolatnál.

Másodpercenként ezres nagyságrendbe eső számú LABOR-HIBRID művelet hajtható végre segítségével, így pl. egy analóg jel mintavételezésénél a másodpercenkénti ezer mintavétel biztosítható.

A koaxiális kábel jelkésleltetési ideje természetesen itt is befolyásolja a végrehajtási időt, az elérhető maximális távolság viszont főként a zajviszonyok függvénye. Bár erre vonatkozóan pontos adataink még nincsenek, a frekvenciamodulációs elv miatt az elérhető maximális távolság nagyobb, mint az interface áramkörös összeköttetésnél.

A frekvenciamodulációs kapcsolatot az univerzalitás és a számítógéptípustól független megvalósíthatóság miatt két LABOR-HIBRID keret között valósítjuk meg.

Az egyik keret a számítógép közelében helyezkedik el, és a rövid kábeles összeköttetéssel kapcsolódik a számítógéphez. A felhasználói modulok valamelyikének helyére kerül a FM kapcsolat modulja, a többi modulhelyre vagy egyéb felhasználói modulok, vagy szintén FM kapcsolatot biztosító modulok helyezhetők. Így egy hierarchikus LABORHIBRID rendszer építhető fel.

A frekvenciamodulációs átviteli mód alkalmazása ott előnyös, ahol pl. egy nagy kiterjedésű intézmény területén kell a számítóközponttól távol eső helyeken álló épületekben levő műszereket, berendezéseket a számítógéphez kapcsolni.

Ilyen esetekben felesleges a telefonvonalat igénybe venni, másrészt nagyobb átviteli sebesség érhető el, mint a MODEM-es kapcsolattal.

Terveink között szerepel a frekvenciamodulációs rendszerre alapozott vezeték nélküli kapcsolat kifejlesztése is. A kábeles ösz-



szeköztetéshez képest itt külön problémaként jelentkezik az átvitel megbízhatóságával kapcsolatban a hibavédelem kérdése. Ugy véljük, megfelelő hibavédelmi eljárást használva ez az átviteli mód is növelhetné rendszerünk alkalmazási lehetőségeit.

Az ismertetett négy adatátviteli móddal a lehetséges felhasználási területek igényeit igyekeztünk minél jobban kielégíteni. Jelenleg feladatunk ezzel kapcsolatban az, hogy minél részletesebben kifejtjük alkalmazásuk lehetőségeit, és tökéletesítsük őket. Emellett természetesen ettől eltérő összeköttetési módok kidolgozására is lehetőség van, a számítógép-LABORHIBRID rendszerrel szemben támasztott követelmények ismeretében.

### Irodalom

1. Ivanyos L.: TPA-i kisszámítógép alkalmazása orvosi mérések adatainak feldolgozására. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és biológiában, 3. Koll. Szeged, 1972.
2. Ivanyos L., Tóth J., Molnár E.: Az 1001 TPA-i - LABORHIBRID rendszer alkalmazása EEG jelfeldolgozásban. Magyar EEG Társaság XVII évi tud.ülése, Szekszárd, 1973.
3. Tóth J., Ivanyos L., Molnár E.: EEG laboratórium és a számítógép on-line rendszerű kapcsolatának megteremtése "LABORHIBRID" elnevezésű komplex perifériával. Magyar EEG Társaság XVII. évi tud. ülése, Szekszárd, 1973.
4. Tóth J.: "LABORHIBRID" komplex periféria felhasználási lehetőségei az orvosi, biológiai és pszichológiai kutatásban. KKVMF tudományos Ülésszaka, Budapest, 1973.
5. Tóth J., Ivanyos L., Molnár E.: Biológiai jelek rögzítése és feldolgozása LABORHIBRID modulokat alkalmazó rendszerekkel. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 4. Koll. Szeged, 1973.

6. Molnár E.: A FOKAL programnyelv kibővítése analóg és digitális adatgyűjtési, ill. vezérlési feladatok elvégzésére. KKVMF Tudományos Ülésszaka, 1973.
7. Molnár E., Ivanyos L., Tóth J.: Konverzációs software LABORHIBRID-TPA-i kisháztartó gépes rendszere. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 4. Koll. Szeged, 1973.
8. Ivanyos L., Tóth J., Molnár E., Kóré L.: Több munkahelyes számítógépes laboratóriumi rendszer megvalósítása "LABORHIBRID" perifériákkal. "Számítástechnika '74" konferencia, Esztergom, 1974.
9. Ivanyos L., Tóth J., Molnár E., Kóré L.: Biológiai jelek tárolása és feldolgozása LABORHIBRID egységek felhasználásával. Orvostechikai konferencia, Budapest, 1974.
10. Kóré L., Ivanyos L., Tóth J., Molnár E.: Kisháztartó gépes laboratóriumi mérőrendszer XI. Ipari Elektronikus Mérés és Szabályozás Szimpózium, Budapest, 1974.

JATE Kibernetikai Laboratórium és Számítástechnikai  
Koordinációs Intézet

R-10 kissetítőgép alkalmazása pszichofiziológiai mérések  
real-time vezérlésére és értékelésére

Madarász István, Hunya Péter és Krem Alajos

A Kibernetikai Laboratórium egyik középtávu kutatási feladata olyan komplex pszichofiziológiai diagnosztikai rendszer kialakítása, amely felhasználható pályaalakmassági célzatu előzetes szűrésre, és emellett automatizált is.

A megoldás során felvetődő problémák (nehézségek) első csoportja pszichofiziológiai természetű, forrásuk az adott szaktudományban van. Ezeket nem kívánom részletezni, csupán a diagnosztikai rendszerrel szemben támasztott követelmények néhány főbb ellentmondására kívánok rámutatni. Ezek a következők :

1.) A komplex diagnosztikai rendszer elemei (az egyes tesztek) maximálisan informativak legyenek, ugyanakkor a tesztek időigénye minimális legyen.

2.) A diagnosztikai rendszer elemei olyanok legyenek és úgy kapcsolódjanak egymáshoz, hogy a fő célkitűzés szempontjából releváns pszichofiziológiai paraméterek minél szélesebb spektrumát fedjék le. Ugyanakkor a rendszerelemek száma a lehető legkisebb legyen.

Kitűnt, hogy ezen ellentmondások leküzdésének útján két fő irányban haladva érhetők el biztató eredmények :

1.) Törekedni kell a hagyományos pszichofiziológiai fel fogáshoz képest új, a magasabb idegi működések önszabályozó

és információfeldolgozó oldalait tudatosan kiaknázó tesztek ki-dolgozására és a nyert eredményeket ugyanilyen megközelítés-sel interpretáló nem hagyományos értékelő eljárások kifejleszté-sére.

2.) Flexibilis, moduláris felépítésű kísérleti apparátust kell kifejleszteni, amely sokfajta és fajtánként sok változatu teszt gyors instrumentálását és kipróbálását, továbbé értékelését teszi lehetővé.

E második fő irány realizálása során jelentkeztek azok a nehézségek, amelyek - a pszichofiziológia oldaláról nézve - technikai természetűek. A nehézség itt az az ideális kísérleti apparátus létrehozása, amely a fent megfogalmazott követelmé-nyeknek reális ráfordítások mellett képes eleget tenni. Ehhez mindenekelőtt meg kellett fogalmazni a kísérleti apparátus fela-datait.

Miután csaknem minden pszichofiziológiai vizsgáló el-járás végsőkéig egyszerűsítve valamilyen inger-válasz (S — R) relációban szemlélhető, a kísérleti apparátus feladatait megad-hatjuk a következőképpen :

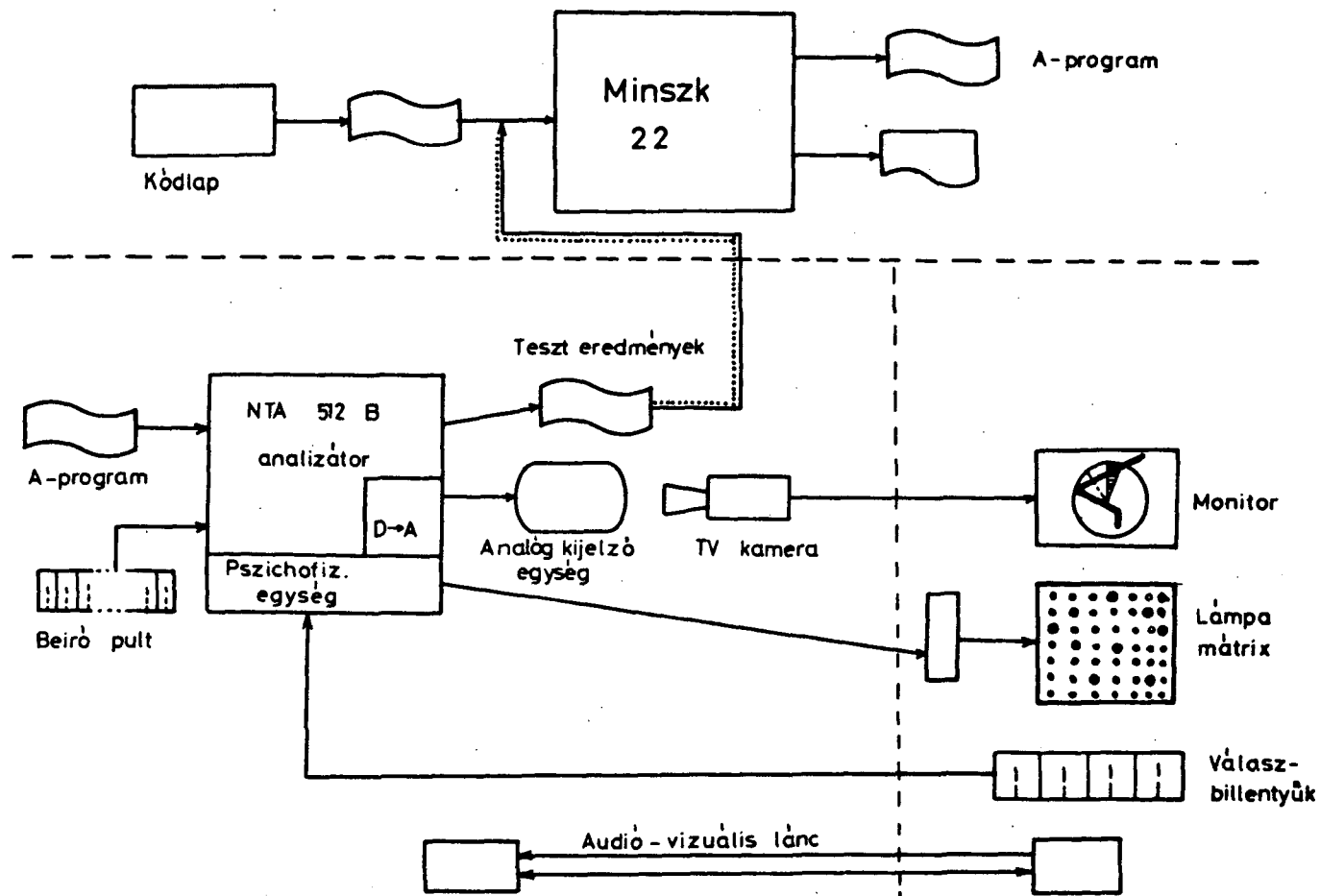
1.) Tartalmazzon elegendő számú és fajtájú ingeradó, valamint válaszfelvevő perifériát.

2.) Alkalmas legyen az ingeradó perifériák (szükség e-setén paralel) vezérlésére.

3.) Alkalmas legyen a válaszérzékelő perifériákból ér-kező információk (szükség esetén paralel) felfogására, tárolására és feldolgozására.

4.) A feldolgozás eredményének vizsgálati lelet formá-jában történő közlésére is alkalmas legyen.

Az elmúlt két év során Laboratóriumunkban kiépítettünk és kipróbáltunk egy olyan rendszert, amely a fenti követelmé-nyeknek első közelítésben eleget tesz. E rendszer (1. ábra) re-al-time vezérlő és adat-előfeldolgozást végző részrendszerének processzora egy olyan NTA 512 B típusu, 1 Kszó tároló kapaci-tású sokcsatornás analízator, amelyhez egy általunk specifikált



1. ábra

és a KFKI-ban készült új alegységet illesztettünk. Ez lehetővé tette, hogy bizonyos üzemmódokban tárolt programu automataként működjön. Az ábrán az ingeradó perifériák két fajtáját látjuk: egy fehér és színes lámpákból álló mátrixot, amelyen egy lámpa-minta világít, valamint egy D-A konverter-analóg megjelenítő egységhez csatlakozó monitort, amelyen programmal előírt pályán és sebességgel egy fénylő pont mozog. A vizsgált személy válaszait szintén az analízátor fogadja és előfeldolgozás után saját kimeneti egységein megjeleníti. A Minszk-22 feladatai: az eredmények további feldolgozása után az értékelő eljárás lefolytatása és eredményközlés, valamint az analízátor-programok (A-programok) generálása. Ez utóbbi feladat ellátásának megkönnyítésére kidolgoztunk egy felhasználó-orientált egyszerű nyelvet. Ez jól bevált, egyik tipikus alkalmazási területe lámpaképek sorozatának generálása. (2. ábra)

Fejlesztési célkitűzéseink iránt az SZKI érdeklődést tanúsított, mivel kereste az R-10 grafikus be- és kimenettel bővített konfigurációjának alkalmazási lehetőségeit. A korábbi programjainkat a később ismerttetendő változtatásokkal az SZKI megrendelésére az R-10-re adaptáltuk. (Az így nyert programcsomag az SZKI kizárólagos tulajdonát képezi.)

A feladatot a Laboratóriumban már kipróbálásra került tesztek közül egy alakfelismerési és tanulási, valamint egy ún. célzási magatartást vizsgáló teszt R-10-re történő instrumentálásával terveztük megoldani. Ehhez azonban a rendelkezésre álló konfiguráció hardware adottságaihoz történő illeszkedés érdekében mind a két teszt pszichofiziológiai strukturáját is érintő átalakítást kellett végezni az eredeti A-programokon. Nagyszámu A-program-variáns generálása, próbája, értékelése után kialakult két teszt. Ezek inger-válasz relációban kivetítve nagyjából a következőképpen ébrázolhatók:

1. Alakfelismerést - tanulást vizsgáló teszt (CSI) S — R  
struktúrája.

<u>Ingerek /S/</u>		<u>Válaszok /R/</u>		
<u>Dimenzió</u>	<u>Jelleg</u>	<u>Dimenzió</u>	<u>Jelleg</u>	<u>Reláció</u>
Verbális	szóbeli instrukciók →	intrapszi.	célfüggvény motivációs	személyiség
tér	lámpa-minták →	tér	HV v. TV	alakfelism. tanulás
idő	ISI-minták →	idő mozgás	RI (CSI)	mozg. Ugyesség ISI-struktúra lámpaminták motiváltság tanulás

visszacsatolt "teljesítmény"-hibajelek

2. "Célzási" magatartást vizsgáló teszt S — R struktúrája

<u>Ingerek /S/</u>		<u>Válaszok /R/</u>		
<u>Dimenzió</u>	<u>Jelleg</u>	<u>Dimenzió</u>	<u>Jelleg</u>	<u>Reláció</u>
verbális	szób. instrukciók	intrapszi.	célfüggvény motivációs	személyiség
tér	mozgó célp. helye →	mozgás	HV v. TV	mozg. érzékelés
idő	mozgó célp. sebess. →	/idő/	HV "jóssága"	motiváció tanulás
idő	célp. megjelenés periodicitása /ISI/			

visszacsat. "teljesítmény"-hibajelek

ISI = inter-stimulus-intervallum  
HV = helyes válasz  
CSI = cselekvési idő

TV = téves válasz  
RI = reakcióidő

PROGRAM LAP		01
PROGRAMNÓV:	X. Y.	PROGRAM NÉVÉ:
	74.02.16.	Cs 2 10 szimmetria
CMTE	PROGRAMSOROK	
01	0 Szótár bővítés	
02	1 Negyszög Alsor Felsor	
03	2 Alöt 3 4 5 6 7	
04	3 Csillag Negyszög 3	
05	1 Közép 2 Rand 1200 1600 5 40	
06	2 Negyszög 1 2 3 4 Fix 600 3	
07	3 Csillag 0 Random 800 2200 4 350	
08	4 Közép 2 Fix 400 1	
09	5 Csillag 0 Fix 400 1	
10	0 Szótár	
11	4 Tutti Negyszög Közsor	
12	6 Tutti 2 3 Rand 700 1200 8 10	
13	-1 Ujra 3 5 1	
14	-2 Ujra 1 6 2	
15	0 Vége	
16		

## 2. ábra

Példa a "Cselekvési idő" típusu pszichofiziológiai tesztet vezérlő analízator-program (A-program) generálására szolgáló egyszerű nyelv alkalmazására.

Uj, eddig még nem használt lámpa-kombinációkat a program tetszőleges helyén definiálhatunk, akár egyszerű felsorolás, akár már meglévő (korábban definiált) nevek felhasználásával. A ksz-től elvárt helyes választ, a lámpaképek egymásutánjának időviszonyait, az ismétlődő inger-min-ták számát vagy ismétlődő program-ciklusokat is egyszerűen megadhatunk.



A vizsgálat során az RI-k (CSI-k), valamint a helyes és téves válaszok kerülnek regisztrálásra. Az értékelő program mind-egyik tesztnél pszichofiziológiai alapösszefüggéseket felhasználó logikai premisszákból adja meg a k.sz. funkcionális állapotára jellemző ítéleteket.

Amint ez a vázlatokból kitűnik, mindkét fajta vizsgálat közös kibernetikai hipotézise az, hogy 1.) a szubjektum S — R jellegű magatartást tanusít és, hogy 2.) úgy szabályozza saját válaszait, hogy szubjektíve átélte "teljesítmény-jóság"-a minimálisan térjen el a szóbeli ingerek által kiváltott elérendő teljesítménytől.

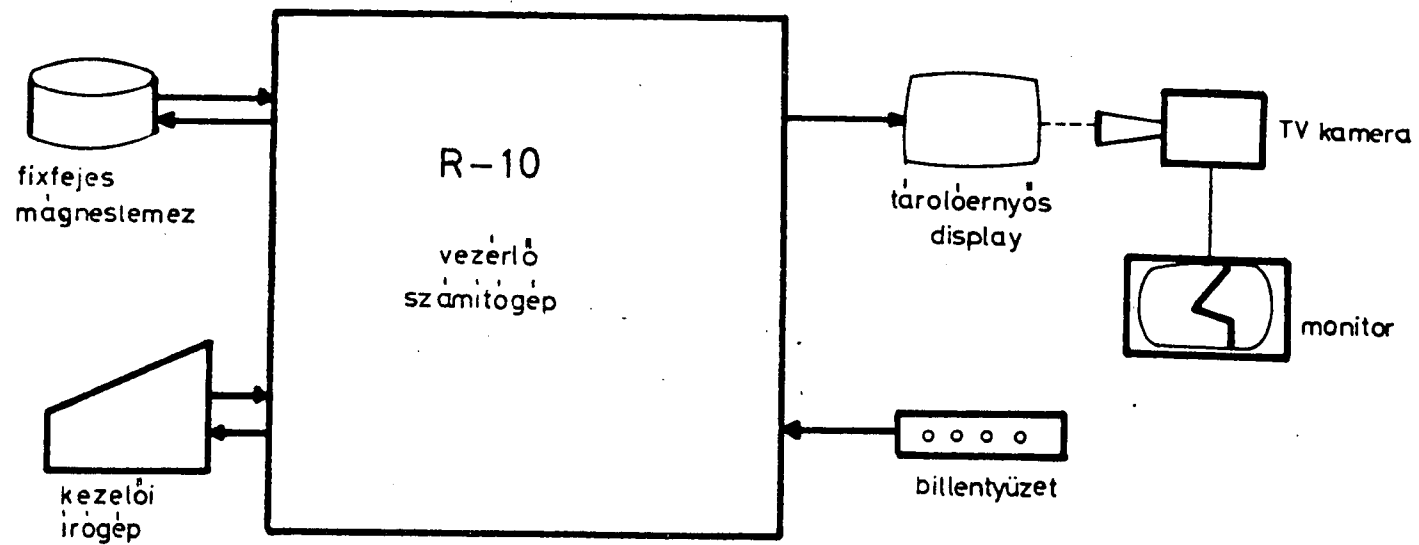
E közös vonások mellett mindegyik vizsgálati szituációnak vannak sajátos oldalai is. A specifikus jeleget az egyes konkrét input-output viszonylatok "átviteli függvényei" és e függvények egymás közötti viszonyai írják le. A tesztek pszichodiagnosztikai használhatósága tehát nagymértékben függ attól, hogy e konkrét input-output viszonylatok mennyiségi oldalait milyen mértékben sikerült az előzetes kísérletezési szakaszban megragadni.

Igy válik lehetségessé az, hogy a közös szabályozási modell mellett a lámpakép-típusú feladat megoldásánál a k.sz. alakfelismerési és tanulási teljesítménye a domináló, míg a mozgó célpontot a kijelölt célterületen "lelövő" k.sz. jó feladatmegoldásának döntő feltétele elsősorban a kiegyensúlyozottság, más szóval ennek a feladatnak a megoldása döntően a szabályozó körök viszsza-csatolásának jó beállításától függ.

Az az R-10-es konfiguráció, amelyet a fenti két teszt realizálásához használtunk a következő főbb rendszer-elemeket tartalmazta: (3. ábra)

központi egység, I/O konzolirógéppel, lyukszalagállomással és mágneslemezrel programok és adatok tárolása céljából. Fontos eleme a rendszernek a grafikus megjelenítő és a k.sz.-válaszok közvetítésére szolgáló billentyűzet.

# A tesztek hardware környezete, az információáramlás sémája



3. ábra

A billentyűzetet nem helyettesíthette a konzolirógép, mert kis időtartamok (ms) megkülönböztetésére volt szükség. A billentyűzet csatolóegységen keresztül kapcsolódik az R-10 minibuszára. A billentyűk állapotában történő változás esetén megszakítás jelentkezik, ezután egy státusszó beíródik a memóriába. Az u.n. billentyű handler kezeli a státusszót. A státus szónak 8 bitje tartalmaz hasznos információt, billentyűnként 2 bit jut (4. ábra).

Tekintettel az ábrák speciális jellemzőire, kép-generáló programokat fejlesztettünk ki. Ezek a programok az egyes képek felépítésére vonatkozó utasításokat generálnak és ezt lyukszalag formájában jelenítik meg. Ezeket a lyukszalagokat egy másik, adatkompressziót is végrehajtó program elhelyezi a mágneslemezen. Az itt tárolt adatokat a pszichofiziológiai teszt programnak nevezett egység keresi vissza a mágneslemezről, jeleníti meg a grafikus display ernyőjén (5. ábra).

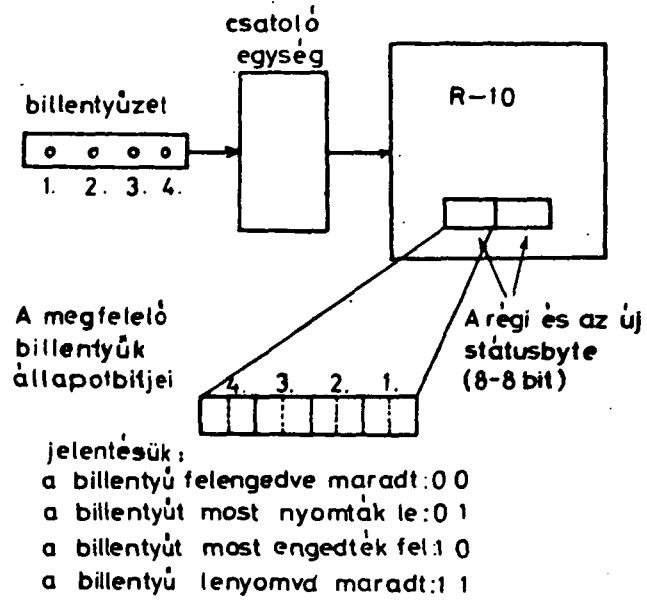
A display, mint inger-adó periféria lámpaminták és mozgó fénycsik megjelenítésére egyformán alkalmasnak bizonyult. Szekvenciális működésmódja nem volt akadálya annak, hogy a teljes képernyőt kitöltő lámpakép megjelenését a k.sz. egyidejűnek érzékelje. A displayre kerülő információ képsoronként vezérlő karaktereket tartalmaz, de csak a nem üres képsorok számitanak, az üres sorok száma is a vezérlő karakterekben szerepel.

A képek diszk-re helyezésének folyamatát szemlélteti a 6. ábra. A képek azonosítóit, az egyes képek kezdetének diszk szektorcímeit indextáblázatok tartalmazzák, az indextáblázatok is a diszken vannak.

A diszkre felvivő program képsoronként végrehajtja az adatkompressziót és minden képsor után megnézi, hogy a sor a puffertérületen még elér-e. A valódi (nem üres) képsorok száma is az indextáblázatba kerül. E program révén volt elérhető, hogy a teszt programja nem kellett hogy tartalmazza adatként a képeket, mert a képek a vizsgálat végrehajtásakor a mágneslemezről kerülnek betöltésre, (7. ábra).

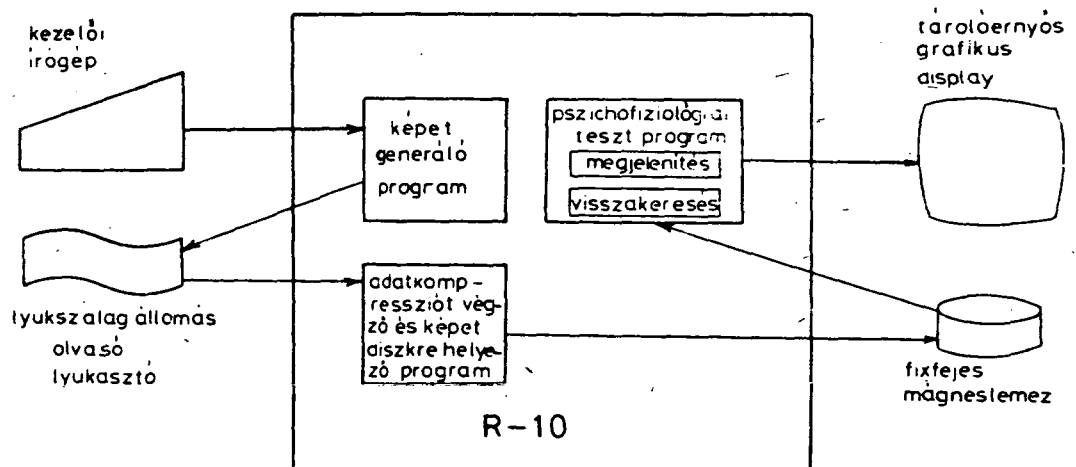
A továbbiakban röviden ismertetjük a két pszichofiziológiai teszt R-10 programját.

## Billentyűzet



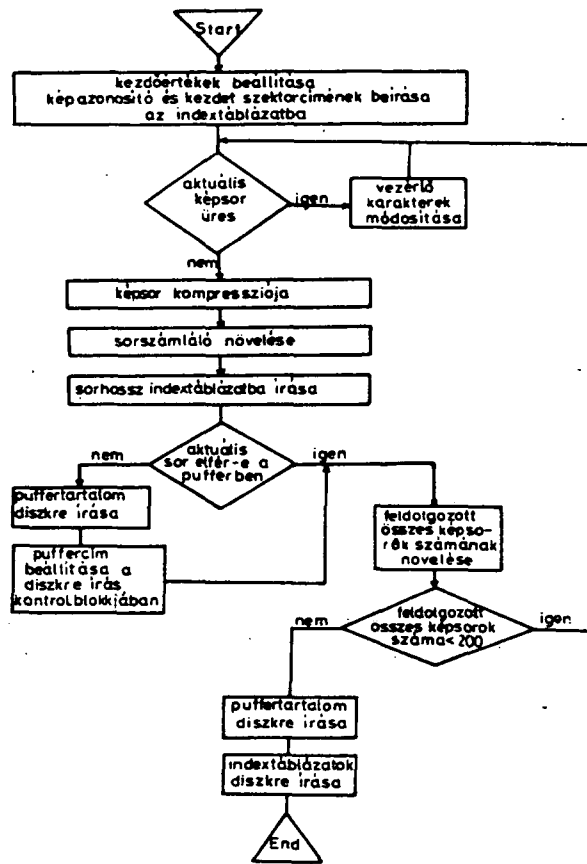
4. ábra

Képek létrehozása, tárolása, visszakeresése és megjelenítése



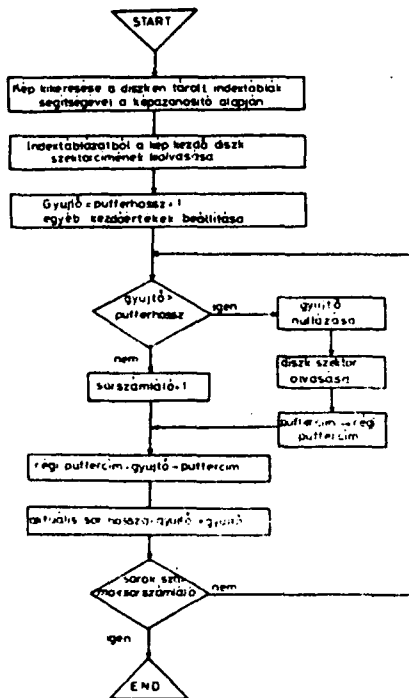
5. ábra

Kép diszke helyezésének egyszerűsített blokkdiagramja



6. ábra

Kép memóriába töltésének egyszerűsített blokkdiagramja



7. ábra

A célzási teszt programja (8. ábra).

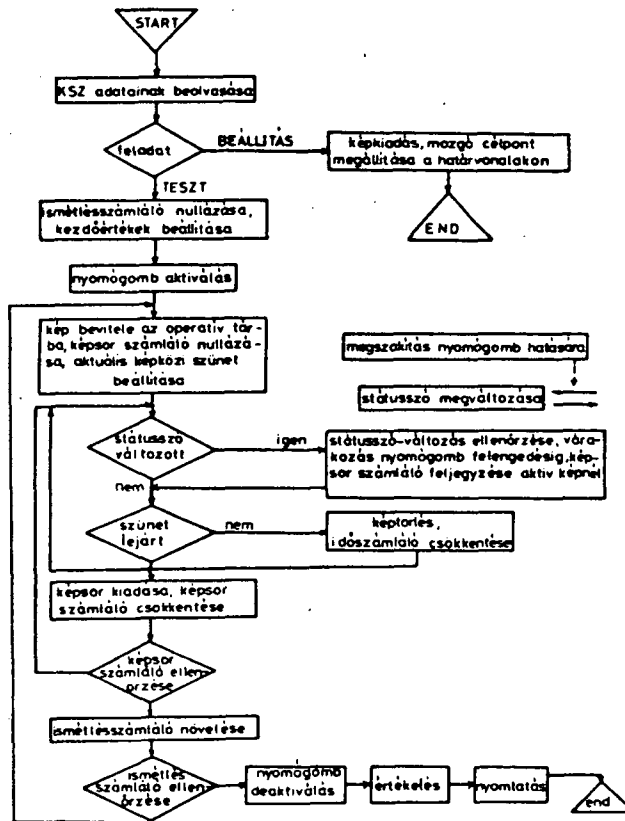
Ebben a tesztben a k.sz. feladata a képernyőn ciklikusan megjelenő mozgó világos vonalat az ernyő előre megadott célmezőjének határain belül úgy megállítani, hogy a találatok egyike se essen kívül e célmezőn. A mezőn belüli relatív pontosságot jutalmazzuk.

A programnak két alapvető üzemmódja van. Az egyik a teszt beállítására szolgál: a megjelenő ábrát oly módon adja ki, hogy a mozgó célpontot megállítja a feladatban szereplő határon, lehetővé téve így azok pontos kijelölését. A másik üzemmód a mozgó célpont ciklikus megjelenítésére és a kísérleti személy válaszainak bevételezésére készült. Ezt követi az értékelés, valamint a nyomtatás.

A program fő funkcionális egységei az alábbiak:

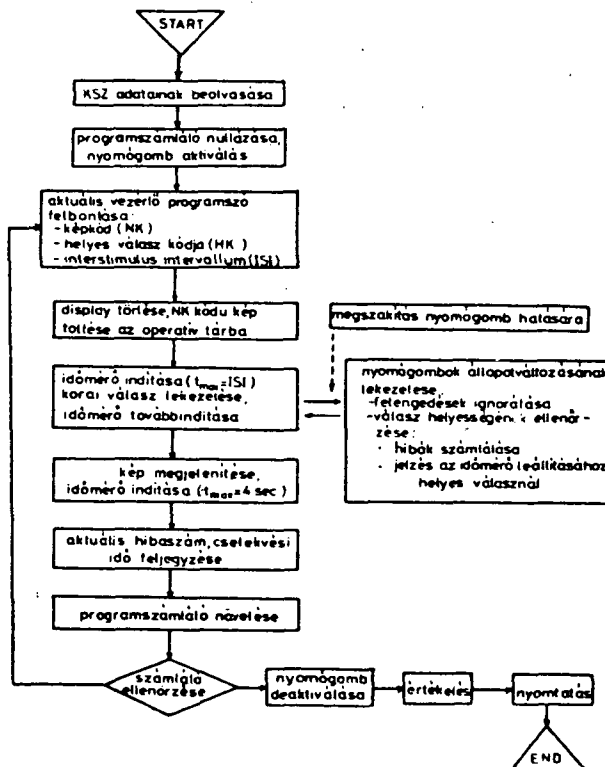
- a határvonalak kijelölése
- a ciklikus (mérő) üzem előkészítése
- a kép megjelenítése, válaszok bevételezése. Ennek tevékenységei:
  - a kép megjelenítése soronként, leállítása nyomógomb lenyomására és továbbindítása a nyomógomb felengedésekor, majd a teljes kép törlése a cikk-cakk végigfutása után. A törlést követően ciklusonként változó időtartamu szünet következik. E rész végzi a válasz feljegyzését is: tárolja annak a képsornak a sorszámát, melynél a képkiadás tartott a nyomógomb lenyomásának időpontjában. A nyomógombok állapotváltozásait a program a nyomógombokhoz, mint input egységhez tartozó státusszó gyakori vizsgálatával követi és tartja számon.
- A nyomógomb állapotváltozása által okozott megszakítást kezelő rutin (handler)
- a mérés során a megelőző két egység működik ciklikusan, időben elsősorban a k.sz. válaszaival vezérelten
- a válaszok (találati pontok) numerikus értékeinek elemzése és az eredmények nyomtatása.

### A célzási teszt programja



8. ábra

### Cselekvési idő teszt program



9. ábra

### Cselekvési idő teszt program

Ez a program (9. ábra) az érzékszervileg egyidejűleg ki-  
gyulladó világító pontokból álló lámpa-képek megjelenítésére és  
a megjelenő képre adott válasz bevételezésére, értékelésére szol-  
gál. A válaszadásra mind a négy billentyűt használhatja a k.sz.,  
de csak a megadott szisztéma szerinti helyes reakció váltja ki a  
kiadott kép törlését. A helyes válasz megalálására max. 4 sec  
áll rendelkezésre, ennek letelte után a kép automatikusan törlő-  
dik. A törlést követően az újabb kép véletlenszerűen választott  
időintervallum letelte után jelenik meg. A feladat hibátlan meg-  
oldásához gyors alakfelismerés, határozottság és tanulékonyság, va-  
lamint mozgási ügyesség szükséges. Az előző lépések ismétlődését  
program (A-program) vezérli. Ez minden ciklushoz tartalmazza

- a megjelenítendő kép kódját,
- a helyes válasz kódját (a megfelelő billentyűk kijelölé-  
sével) és
- az interstimulus intervallumot (ISI.)

Ez teszi lehetővé, hogy a feladat bemutatását is ugyanaz a prog-  
ram végezhesse, mint amelyik a mérést. Az A-program első uta-  
sításai olyan ISI-ket tartalmaznak, melyek szinkronizálják a ké-  
pek megjelenítését a magnóról bejátszott instrukciókkal.

A program fő részei :

- a k.sz. adatainak beolvasása
- az A-program végrehajtását szolgáló programrész előké-  
szítése
- az A-programot interpretáló és a válaszokat kezelő rész.

Ennek tevékenységei : a vezérlő programszó felbontása,  
display törlése, a megfelelő kép megkeresése diszken és  
betöltése az operatív tárba. Várakozás az ISI időtartamá-  
ra, esetleges korai válasz feljegyzése. Ezt követi a tel-  
jes kép egyidejű megjelenítése, majd az időmérő indítá-  
sa. Ennek leállítása a helyes válasz megadásakor követ-  
kezik be, vagy automatikusan 4 sec után. Végül megtör-  
ténik az időmérő állásának feljegyzése a hibás válaszok  
számával együtt.

- A nyomógomb állapotváltozását lekezelő handler, mely  
aktivizálja a válasz helyességét ellenőrző programrészt  
(helyes válasz esetén beállít egy jelzőt az időmérő leál-  
lításához), a felengedéseket ignorálja (a mérés során a



- megelőző két programrész működik ciklikusan)
- a válaszidők és hibák numerikus értékeinek elemzése és
  - az eredmények nyomtatása.

A CSI-mérés ciklusában résztvevő egységek (nyomógombok, programrészek és képernyő) működésének időbeli kapcsolatát a 10. ábra idődiagramján szemléltetjük.

A ciklus a "képtörlés"-sel indul, ezt követi a "képkereső", mely a képet egyuttal a központi memóriába is betölti. Ennek befejeződésekor indul az "időmérő" ISI időtartammal. Ha közben a k.sz. egy nyomógombot (bármelyiket) lenyom, az igen rövid időre aktivizálja a nyomógomb lekezelését megszakítással és gyakorlatilag ezzel egyidőben megtörténik az "idő feljegyzés" (mint korai válasz). Az ISI lejártá után megkapja a vezérlést a képkiadó, majd utána ismét az időmérő. Ha a k.sz. az ISI alatt lenyomott gombot felengedi, ez működésbe hozza ugyan a "nyomógomb lekezelőt", de más hatása ennek nincs. Egy helytelen válaszgomb lenyomása (a helyes válasz kódját az ábra jobb felső szélén lévő számok jelzik) ismét csak a "lekezelő" indítását eredményezi, megnövelve a hibaszámlálót. Az "időmérő" aktív marad a helyes válaszbillentyű megnyomásáig, ekkor az idő feljegyzése cselekvési időként történik meg. A mérési ciklusok lejártá után az értékelő és a nyomtató részek lépnek működésbe.

#### Az értékelő (11. ábra)

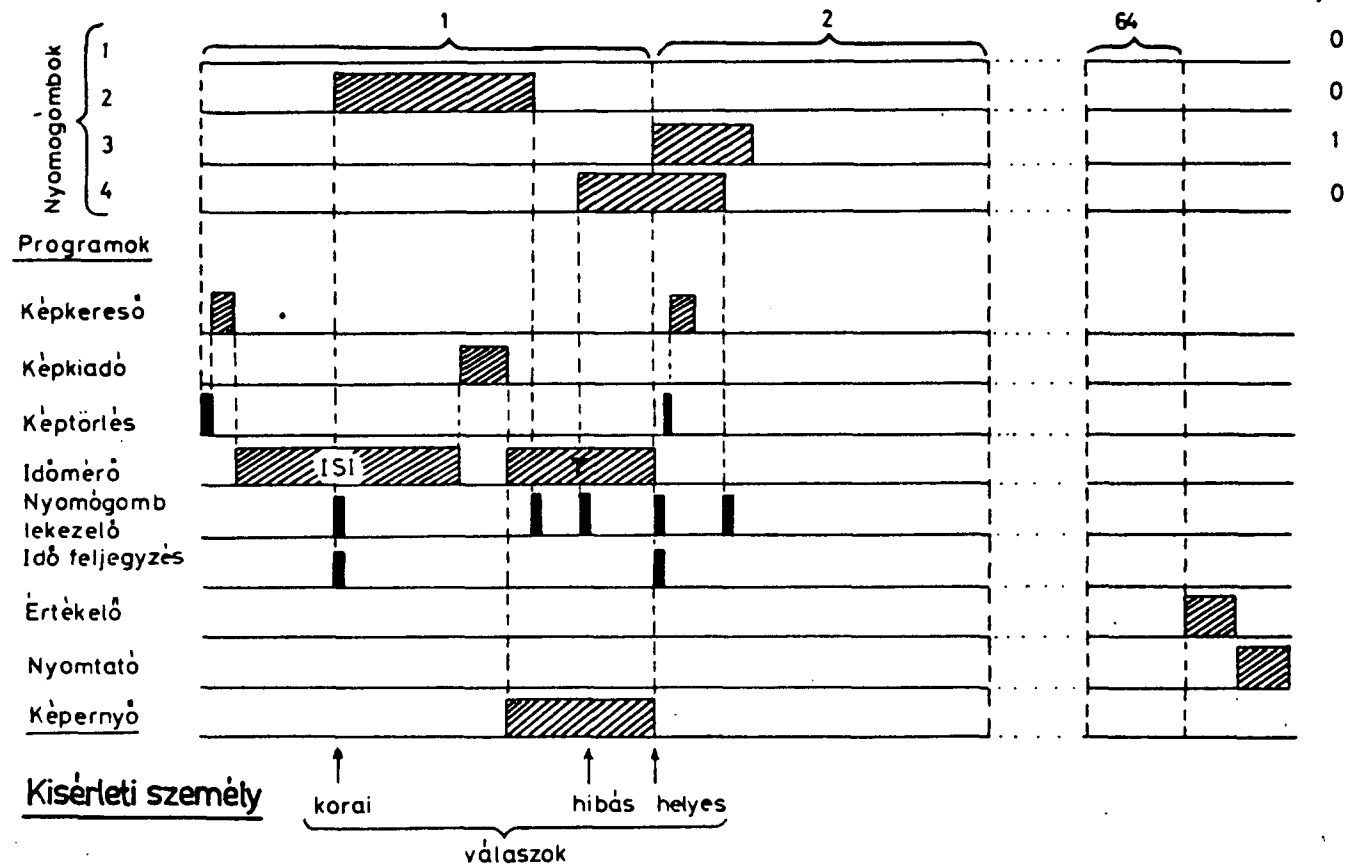
- beállítja a szöveges értékelést "közepes"-re
- numerikusan értékeli a válaszokat, ill. azok részsorozatait és
- a numerikus számítások eredményeit felhasználva logikai formulák segítségével három szempontból kategorizálja a k.sz.-t.

#### Numerikus értékelő eljárás (12. ábra)

Kiinduló adatai - a mérési eredmények és

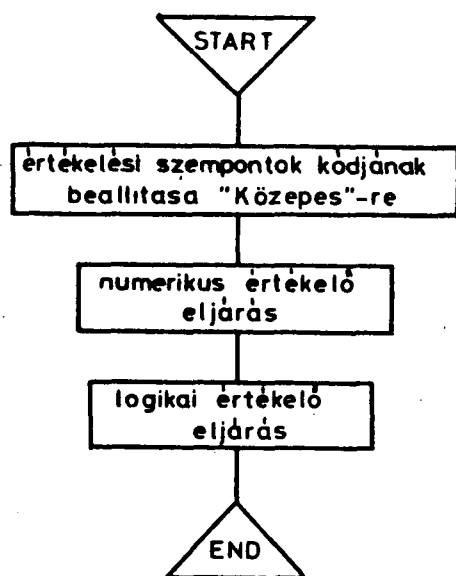
- két bittáblázat, melyek az egyes számításokban résztvevő részsorozatokat specifikálják.

Az eredményeket mátrix formájában kapjuk. A k-adik sor  $\ell$ -edik elemének számításában azok a mérési eredmények vesznek részt,



10. ábra

## Az értékelés programja



11. ábra

### Numerikus értékelő eljárás

Mérési eredmények

$R_1$
$R_2$
$R_3$
$\vdots$
$\vdots$
$\vdots$
$R_n$

Részsorozat-kiválasztó bittáblák

X

$x_{11}$	$x_{12}$	$\vdots$	$x_{1n}$
$x_{21}$	$x_{22}$	$\vdots$	$x_{2n}$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$x_{n1}$	$x_{n2}$	$\vdots$	$x_{nn}$

Y

$y_{11}$	$y_{12}$	$\vdots$	$y_{1n}$
$y_{21}$	$y_{22}$	$\vdots$	$y_{2n}$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$y_{n1}$	$y_{n2}$	$\vdots$	$y_{nn}$

Numerikus lépés eredményei: - átlagok  
- szórások  
- indexek

$z_{11}$	$z_{12}$	$\vdots$	$z_{1n}$
$z_{21}$	$z_{22}$	$\vdots$	$z_{2n}$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$z_{n1}$	$z_{n2}$	$\vdots$	$z_{nn}$

$$z_{11} \leftrightarrow R_1 \quad : \quad x_{11} \wedge y_{11} = 1$$

12. ábra

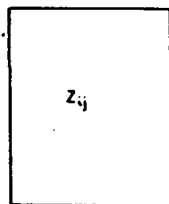
melyeknél az X táblázat k-adik és az Y táblázat  $\ell$ -edik oszlopában egyaránt igaz érték (1-es) áll. Az elvégzett számítások átlagokat, szórásokat és különböző indexeket tartalmaznak. Minden mátrixelem számításánál két független szempont szerint kiválasztott részsorozatokkal dolgozunk.

### Logikai értékelő eljárás (13. ábra)

- Kiinduló adatai
- a numerikus rész eredménymátrixa,
  - határlisták és
  - logikai formulák.

#### Logikai értékelő eljárás

Numerikus számítások eredményei



Határlisták

$H_{k1}$	$H_{k2}$	...	$H_{kL}$
$H_{\ell 1}$	$H_{\ell 2}$	...	$H_{\ell K}$
...	...	...	...
$H_{\ell 1}$	$H_{\ell 2}$	...	$H_{\ell K}$

#### Logikai tényező (T)

i	j	k	$\ell_1$	$\ell_2$	$\Theta$	C
---	---	---	----------	----------	----------	---

- üres - üres v. értékelési szempont

$$H_{k\ell_1} < Z_{ij} \leq H_{k\ell_2}$$

- A - -->

- V - -->

--> - értékelési kategória kódja

#### Logikai formula

$F = T_1 \vee T_2 \vee \dots \vee T_{p-1} \vee T_p$  (zárójel nélküli diszjunktív normálforma)

$T_1: i, j, k, \ell_1, \ell_2 = \text{üres}$

C = értékelési szempont

$T_r: \left. \begin{array}{l} \Theta = A, V \\ C = \text{üres} \end{array} \right\} (1 \leq r \leq p)$

$\left. \begin{array}{l} 1 \leq i, j \leq M \\ 1 \leq k \leq K \\ 1 \leq \ell_1, \ell_2 \leq L \end{array} \right\} (1 \leq r \leq p-1)$

$T_p: \left. \begin{array}{l} \Theta = \rightarrow \\ C = \text{ért. kat. kódja} \end{array} \right\}$

#### Logikai program és eredménye

$LP = F_1 \vee F_2 \vee \dots \vee F_s \Rightarrow [C_1, C_2, \dots, C_s]$   
 $C_i: i$ -edik ért. szemp. kódja

A logikai program formulákból áll, melyek mindegyike valamilyen értékelési szempont (hárommal dolgoztunk) egy-egy kategóriáját adja eredményül, ha logikai értéke "igaz". A formulák zárójel nélküli diszjunktív normálformában vannak megadva. A bennük szereplő tényezők azt vizsgálják, hogy a kiindulási mátrix egy eleme ( $Z_{ij}$ ) a k-adik határlista  $\ell_1$ -edik és  $\ell_2$ -edik eleme közé esik-e. Ha igen, akkor kapunk igaz értéket. A tényezőben szereplő műveleti jel (és ill. vagy) kapcsolja a tényezőt a következőhöz. Az utolsó rész /C/ vagy az értékelési szempontot, vagy az ezen belüli kategóriát adja meg. (Minden formulában az első tényező a szempontot, az utolsó a kategóriát tartalmazza, a közbelsőknél pedig C üres). Az eredményeket a logikai értékelésnél ugyancsak a Z mátrixban helyeztük el, így a megelőző kategorizálási eredményeket fel tudjuk használni a későbbiekben. Ezzel jelentősen rövidíteni tudtuk az egyébként bonyolult felépítésű logikai formulákat, melyek igen sok szempont figyelembevételét tették lehetővé.

NEV:

DATUM: !"#%&

EREDMENYTABLAZAT

CSI - LK : KÖZEP	EGYLMP	TOBLMP	ASSZIM	SZIMMT	ÖSSZES
CSI-ELS : 460	645	584	658	501	607
CSI-NET : 205	315	385	384	268	343
CSI-"A" : 468	698	658	731	549	675
CSI-"B" : 444	467	464	492	418	465
CSI-UTS : 270	315	401	360	326	349
CSI-TOT : 344	486	529	559	410	509
TEV-ELS : 83	130	100	121	90	111
TEV-"A" : 88	100	100	103	92	100
TEV-"B" : 100	66	100	85	100	90
TEV-TOT : 90	96	100	100	94	98

ALAKFELISM TELJESITMENY : JO  
MOZGASI ÜGYESSEG : KÖZEPES  
TANULAS HATÁSFOKA : KÖZEPES  
%

047

1974 6 27 8-12

TULLOVESI KONSTANSOK : 4,0 3,0

ALULLOVESI KONSTANSOK : 2,0 1,5

EPSZTILLOK (XVF ES HIR) 1,0 10,0

ALULLOV	FELULLOV	XVAREP.E	AEPF	TEER	HIRA
-1,0	3,0	225,1	21,0	10,9	39,9
-2,0	5,0	229,0	39,0	20,0	67,0
-2,0	2,0	225,6	25,0	6,0	31,0
-2,0	5,0	227,4	29,0	30,0	59,0
VAI=-2,0	VTI=4,0	XA=226,7	114,0	63,0	197,0

X KORRIGALT: 207,08

MEZOSZAL : GYFUGGE HIR :

A HIRA MOZGASA : HULLANZO 1 -1 1

TELJESITMENY : HULLANZO 1 -1 1

HATASFOK : KOZEPPS

EREDMENY : ELEGACHATO 213,08 PONT

15. abra

Ez a szervezés ad módot arra, hogy változatlan programmal dolgozhassunk akkor is, ha az értékelésben valamit meg kívánunk változtatni, vagy ki akarjuk azt egészíteni. Ennek különös jelentősége van, ha figyelembe vesszük, hogy maga az értékelés is kísérleti jellegű és A-programonként változik.

Végül a numerikus és szöveges lelet strukturájának szemléltetésére két konkrét mérés eredménylapját mutatjuk be (14. és 15. ábra). A tesztek diagnosztikai megbízhatóságának értékelése kiterjedt humán kísérleti anyagon elkezdődött.

E helyen kívánunk köszönetet mondani Bohus Mihály, Daróczy Bálint, Herendi István, Kovács Anna, Varju Károly és Zsoldos Márta munkatársainknak, akik az ismertetett rendszer egyes elemeinek kidolgozásában segítségünkre voltak.





BME Műszer- és Méréstechnika Tanszék

Biológiai rendszerek identifikációja hibrid optimalizációs mód-  
szerekkel

Bánsági László, Tóth Endre és Sztipánovits János

Elsőrendű célunknak tekintjük, hogy egy hazánkban eddig kevésbé ismert számítástechnikai eszköz - a hibrid számítórendszer - orvosi biológiai alkalmazásainak egyik lehetőségére felhívjuk a figyelmet. Nem kívánunk ezért sem az optimalizációs módszerek elméleti kérdéseivel, sem identifikációs kísérleteink, eredményeink értelmezésével foglalkozni.

A hibrid számítórendszer

Elmult évben fejeztük be a BME Műszer- és Méréstechnika Tanszékén egy hibrid számítórendszer kiépítését. A digitális gép a tanszék TPA/i kisszámítógépe (12 K-szó operatív memóriával, disk háttértárral), az együttműködő AC-04 típusjelzésű analóg számítógép teljes egészében tanszéki fejlesztő és kivitelező munka eredménye. Az analóg gép jelenlegi kiépítésében 64 műveleti erősítővel (összegezők és integrátorok), számjegyesen állítható potencióméterrel, szorzóval, beépített függvénygenerátorral és egyéb aritmetikai elemekkel, valamint a hibrid együttműködés céljára szolgáló logikai készlettel rendelkezik. A gép különlegesen nagy műveleti sebességet (10 ms - 100 ms számítási idő) biztosít, a számításokat ismétlő üzemben végzi, így a mindenkori megoldás a gép beépített display képernyőjén állókép formájában jelenik meg.

A két gép közötti együttműködést biztosító csatolóegység (teljes egészében a tanszék építette ki) részei:

- analóg-digitális csatornarendszer (1 db szukcesszív approximációs A/D átalakító, 16 multiplex csatorna, 8 követ/tárol erősítő),

- digitális-analóg csatornarendszer (4 D/A átalakító, 4 D/A szorzó potenciométer, 1 interpoláló D/A átalakító),
- vezérlés átvadó csatornarendszer (érzékelő vonalak, vezérlő vonalak, 4 program megszakítási vonal),
- programozható óra (valós és gépi idő mérése, jelzés a programozott idő elteltével, programozott impulzus-sorozat kiadása).

Közelmúltban fejeződött be egy általános célú hibrid software fejlesztése, amelynél a TPA/i SLANG3/FORTRAN rendszert használtuk fel. A hibrid szubrutin könyvtár lehetővé teszi az analóg gép számára alkalmas fixpontos tört formátumu adatok kezelését is, valamint az alapvető új funkciók programozását. A felhasználói hibrid programok igény szerint vagy magasabb szintű assembly nyelven (SLANG3), vagy FORTRAN-ban írhatók. A FORTRAN compiler biztosítja a FORTRAN utasításoknak assembly utasításokkal való vegyítését (ami a hibrid utasítások tömör programozása céljából fontos). A felhasználói programokat célszerű a "Hybrid Executive" rendszerprogramon keresztül hívni, ami a következő lehetőségeket adja:

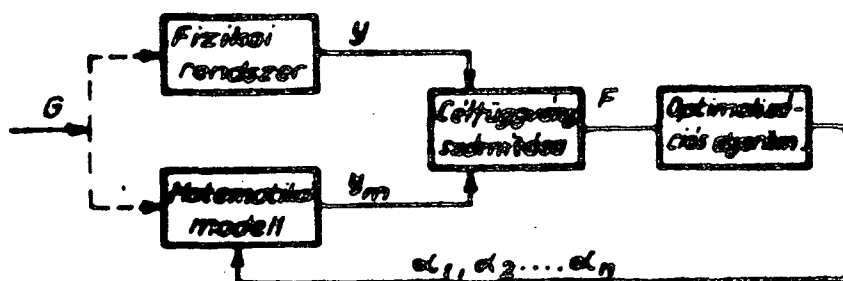
- felhasználói programok (jelenleg 5) tetszés szerinti hívása hívókarakterrel, szükség szerint menetközbeni átváltás,
- teljes ki- és beviteli adatforgalom előre programozása, változók és csatornák egymáshoz rendelése, részeredmények és végeredmények programozott, tetszés szerinti időben történő kiírása,
- interaktív beavatkozás programozása (pl. a digitális program paramétereikhez az analóg gép potenciométereinek hozzárendelése, ezzel az utóbbiak menetközbeni, tetszés szerinti változtatása),
- időfüggvények mintavételezésének és visszajátszásának programozása és kezelése,
- a csatolóegység (és ezen keresztül az analóg gép) valamennyi funkciójának billentyűzetről való kezelése.

A hibrid software-t hibrid célprogram könyvtár egészíti ki, amelynek fejlesztése folyamatos. Ide tartoznak a közelebbi mondanivalónk szempontjából érdekes hibrid optimalizációs programok is.

Hibrid számítógérendszerünk részleteit illetően a rendszert ismertető közleményeinkre: (1), (2) és (3) utalunk.

### Paraméter identifikáció

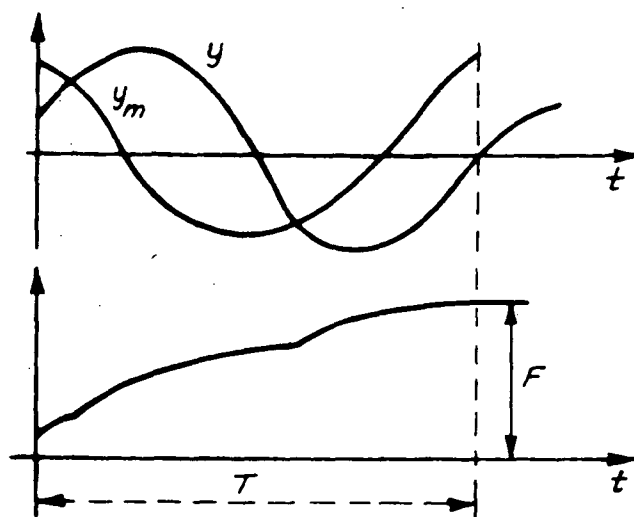
A paraméter identifikáció az optimalizációs problémák körébe tartozó feladat, alapgondolata az 1. ábra alapján követhető.



1. ábra

Feltételezzük, hogy valamely  $G$  gerjesztő függvény hatására a vizsgálandó fizikai rendszer  $y(t)$  válaszfüggvénnyel felel, a rendszer paramétereinek identifikálása ennek alapján történik (biomedikai vizsgálatoknál válaszfüggvény lehet pl. a (villamos)potenciál változása, nyomásváltozás, valamely összetevő koncentrációjának változása, stb.). Részint a vizsgált fizikai rendszer belső összefüggéseinek analízise, részint a válaszfüggvény jellege alapján felállítható a matematikai modell, ami

számítógépen (digitális vagy analóg) realizálható. Ugyanazon gerjesztőfüggvény hatására a matematikai modell  $y_m(t)$  válaszfüggvénnyel felel. Ha feltételezzük, hogy a fizikai rendszer viselkedését  $\alpha_1, \dots, \alpha_n$  paraméterek befolyásolják, ugyanezeket a paramétereket a matematikai modellen változtathatóra kell kialakítani. (Megjegyzendő, hogy általános esetben a modellt gerjesztő függvény sem ismert és ennek helyes értékét is az identifikációs folyamat során kell megtalálni.) Valamely identifikációs folyamat kezdetekor a matematikai modellen becsült paraméter értékeket állítunk be, így várhatóan a fizikai rendszer és a modell válaszfüggvénnyel nem fedik egymást (2. ábra).



2. ábra

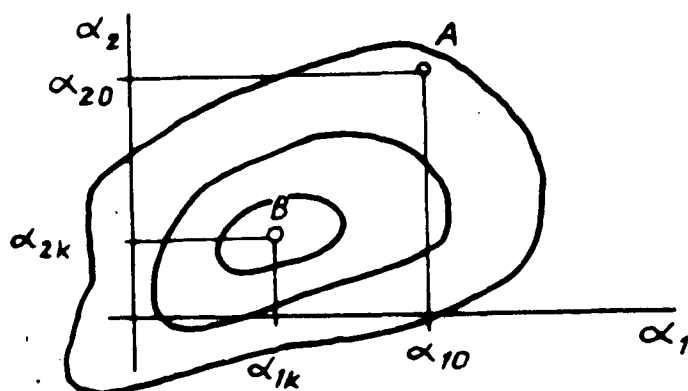
A két rendszer azonosítása céljából a válaszfüggvényekből  $F$  célfüggvényt számítunk, ami a feladat természetétől függően sokféleképpen definiálható. Kézenfekvő a válaszfüggvények pillanatértékei különbségének abszolút értékét vagy négyzetét integrálni a  $T$  számítási időre (2. ábra), vagyis:

$$F = \int_0^T |y_m - y| dt, \text{ vagy :}$$

$$F = \int_0^T (y_m - y)^2 dt \quad .$$

Az identifikáció ezek után egy olyan optimalizációs feladat, amelyben az  $\alpha_1, \dots, \alpha_n$  paraméterek alkalmas módosításával, iteratív uton az  $F$  célfüggvény minimális értékét kell megkeresni. Amennyiben a modell tökéletesen leírja a fizikai rendszert, a célfüggvény zérusra csökkenthető, ami a két válaszfüggvény teljes fedését jelenti.

A célfüggvény a vizsgált esetben a rendszer paramétereinek függvénye:  $F = F(\alpha_1, \dots, \alpha_n)$ . Csupán két változót feltételezve, a célfüggvényről szemléletes képet kapunk. A 3. ábra szerint ez egy szintvonalakkal ábrázolható felület (a szintvonalak állandó  $F$  értékhez tartoznak), amelynek minimumhelyét kell megkeresni. Az optimalizációs algoritmus feladata az, hogy valamely  $A(\alpha_{10}, \alpha_{20})$  pontból kiindulva a minimumhelyet kijelölő  $B$  pont  $\alpha_{1k}, \alpha_{2k}$  paramétereit állítsa be a modellen. Ezek a paraméterek a vizsgált fizikai rendszert optimálisan leíró, identifikált paraméterek.



3. ábra

Több paraméteres identifikációs feladatok esetén a művelethez többdimenziós felület képe rendelkezhető. Hangsúlyozni kell, hogy a 3. ábrán személtetett felület önkényesen egyszerűsített, mert általában a többdimenziós felületen számos lokális minimum is van. Az is az optimalizációs algoritmus feladata, hogy ezekből ki tudjon lépni és meg tudja találni a rendszerre jellemző abszolút minimumot.

Nem célunk itt az optimalizációs algoritmusok tárgyalása, csupán utalunk arra, hogy idők folyamán nagyszámu optimalizációs stratégiát fejlesztettek ki, ezekkel az irodalom bőségesen foglalkozik.

#### Paraméter identifikáció hibrid számítógérendszeren

Ha a paraméter identifikációt hibrid számítógérendszerrel hajtjuk végre, a feladatok elosztása a két gép között kézenfekvő: a matematikai modellt (ez általában differenciálegyenlet-rendszert jelent) az analóg gépen kell realizálni, ugyanakkor a vezérlési és tárolási feladatok ellátására, valamint az optimalizációs algoritmusok végrehajtására a digitális gép az alkalmasabb. A célfüggvényt egyszerű analóg kapcsolat számítja.

A matematikai modellnek az analóg gépen való felépítése kettős előnnyel jár:

- Az analóg gépen az integrálás egyetlen műveleti elemmel, rövid idő alatt végrehajtható (a digitális gépen számos rész-művelet eredményeként, numerikus approximációval). Ugyanakkor az analóg gép valamennyi műveletet párhuzamosan hajtja végre, tehát a feladat bonyolultságától függetlenül az előírt számítási idő alatt (esetünkben 10-100 ms). A digitális gépen az integrálások egymás után mennek végbe, bonyolultabb rendszer esetén egyetlen megoldás is tetemes időt igényelhet. Ezek eredményeként az analóg gépen lényegesen hamarabb nyerhető egy-egy megoldás (bonyolultabb rendszerek esetében 2-3 nagyságrenddel gyorsabban, mint digitális gépen), vagyis a teljes számítás lényegesen kevesebb időt igényel.

- Az analóg gépen a vizsgált rendszerről a válaszfüggvény képernyőn való felrajzoltatása útján közvetlen, szemléletes képet kapunk. A kezelőnek közvetlen lehetősége van a modell paramétereinek menetközbeni változtatására, és a változtatás eredményének közvetlen érzékelésére, vagyis az analóg gép eleve biztosítja az interaktív üzemmódot. Nagy előny, hogy szükség esetén könnyen lehet a modell struktúráján is változtatni, kísérletezni.

A hibrid programrendszer kialakításakor alapvető célnak tekintettük, hogy az analóg gép hibrid üzemben is megtartsa előnyös tulajdonságait, és tegye lehetővé az interaktív üzemet. Ezt a software rendszer vázolásakor említett szolgáltatásokkal teljes mértékben sikerült elérni.

Paraméter identifikációs feladatok hibrid megoldása rendszerünkkel a következőképpen végezhető.

a.) A kiépített hardware és software eszközök lehetővé teszik a vizsgálandó fizikai rendszer válaszfüggvényeinek mintavételes mérését. Az óra automatikus programozásával a vizsgálati idő  $10\text{ ms}$ -tól  $10^4\text{ s}$ -ig adható meg folyamatosan, a mintavételes pontok száma maximálisan 400 lehet. A rendszer közvetlenül biztosítja, hogy az analóg gépen nyert megoldásból is lehessen mintavételes méréssorozatot végrehajtani. Villamos jelek analóg magnetofonról átjátszhatók, vagy méréssorozatok eredményei pontonként is bevihetők. A rendszer interpoláló D/A átalakítója a tárolt pontsorból lineáris interpolációval időfüggvényt képez, és az analóg gép számítási idején belül tetszőleges időalappal, ismétlődő üzemben visszajátssza. Ezzel a szolgáltatással tehát széles határok között válaszfüggvények időtranszformációja realizálható.

b.) A matematikai modellt megvalósító analóg kapcsolás programtáblán dugaszolással állítható össze, a változtatható paraméterekhez tetszés szerinti D/A átalakítók vagy szorzó típusu D/A potenciométerek rendelhetők.

c.) Az optimalizációs célprogram-könyvtárból kiválaszthatók a megfelelő optimalizációs algoritmusok. Jelenleg több gradiens módszer áll rendelkezésre (Newton-Raphson módszer, optimum gradiens módszer), egy véletlen szám keresési algoritmus (random search), valamint a számítás lezárására egy parabolikus interpoláló

algoritmus. Az igényeknek és tapasztalatoknak megfelelően a célprogram-könyvtár fejlődik. Az algoritmusokhoz hívó karakterek vannak rendelve, miáltal billentyűzetről tetszés szerinti sorrendben behívhatók és egymás között cserélhetők.

d.) A Hybrid Executive-on keresztül előkészítjük a programot, ami az ismeretlen paraméterek számának, kezdő értékének, a felhasznált D/A csatornacímének megadását, valamint az algoritmusok jellegzetes állandóinak és az automatikus kiíratás előprogramozásának előírását jelenti. Az optimalizációs algoritmusok hatékonyságát nagymértékben növeli, ha a kijelölt A/D csatornákon keresztül az algoritmusok állandói az analóg gép potenciométerei segítségével menetközben is változtathatók (pl. gradiens módszereknél a próbalepés nagysága, véletlen keresésnél a véletlen számok tartománya, optimum gradiens módszerrel a csökkentési állandó, stb.).

Az identifikációs művelet sor megindítása után a kétcsatornás display ernyőjén a kezelő maga előtt láthatja a fizikai rendszer válaszfüggvényét, valamint a modell által adott válaszfüggvényt, vagy a hibaintegrált. A tulvezérlés elkerülése érdekében a művelet általában kisebb időalappal kezdődik, és ha erre az algoritmus megtalálta a megoldást, a kezelő növeli a műveleti időt. Szükség esetén a kezelő beavatkozhat, elállíthatja a folyamatot, algoritmusokat vagy algoritmus állandókat válthat, részeredményeket kiírathat. Ez utóbbiak tartalmazhatják a mindenkor hibaintegrál értékét, valamint a felület aktuális parciális deriváltjainak közelítő értékét is, ami lehetővé teszi a felület analízisét.

Számos hibrid paraméter identifikációs kísérlet eredményeként megállapítható, hogy a megoldás gyorsan, szemléletesen és jól kézbe tarthatóan adódik. Az identifikáció pontossága nyilvánvalóan a feladat természetétől is függ (pl. az egyes paraméterekre való érzékenységtől), átlagos feladatoknál általában néhány ezrelékes hiba várható a névleges értékre vonatkoztatva). Az interaktív beavatkozás lehetősége biztosítja, hogy az eddig kidolgozott viszonylag primitív algoritmusokkal is megoldhatók a "nehéz", sok lokális minimummal rendelkező felületen lejátszódó



optimalizációs feladatok.

Ha a valóságos fizikai rendszerek vizsgálata esetén az identifikálás végeredményeként az eredeti válaszfüggvény és a modell által adott válaszfüggvény nem fedí tökéletesen egymást (a hibaintegrál nem csökkenthető zérusra), ez arra utal, hogy a feltételezett modell nem tökéletes. Ekkor közvetlen lehetőség van a kísérletezésre, és a modell strukturájának változtatásán keresztül a vizsgált rendszer hűebb leírására, a rendszer identifikálására.

A következőkben bemutatjuk a hibrid identifikációs eljárás alkalmazási lehetőségét egy biomedikai problémánál. Az artériális keringési rendszer Goldwyn-Watt féle harmadrendű modellje (6) a vérnyomás-görbe diastole alatti szakaszának leírására szolgál. A modell, melynek villamos helyettesítő képe a 4. ábrán látható, az alábbi differenciálegyenlet-rendszerrel írható le:

$$u_1 = - \frac{1}{C_1} \int i \, dt + U_{10}$$

$$u_2 = \frac{1}{C_2} \int (i - \frac{u_2}{R}) \, dt + U_{20}$$

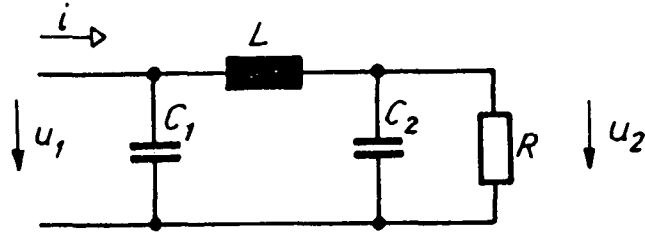
$$i = \frac{1}{L} \int (u_1 - u_2) \, dt + I_0$$

A differenciálegyenlet-rendszer hat paramétert:

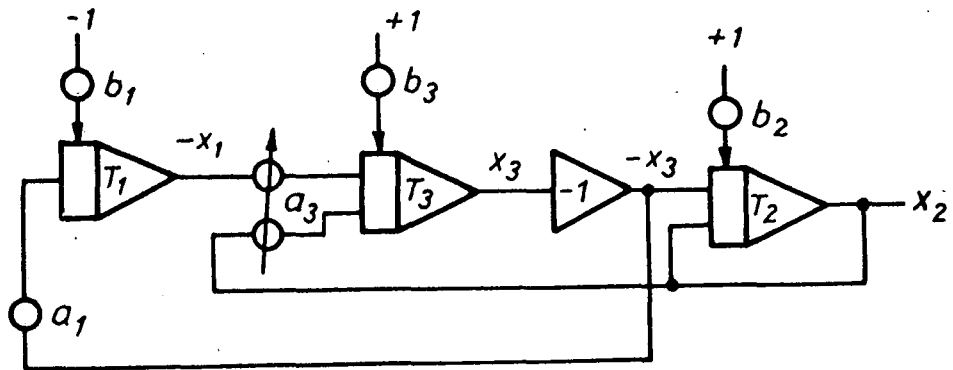
$$\{C_1, C_2, L, U_{10}, U_{20}, I_0\}$$

tartalmaz, amiket a diastole alatt mért nyomásgörbe (a villamos modellen  $U_2$ ) alapján kell identifikálni. (A (7) irodalomban a fenti paraméterek tisztán digitális elvű identifikációjára közölnek módszert.)

A differenciálegyenlet-rendszernek megfelelő analóg modell az 5. ábrán látható.



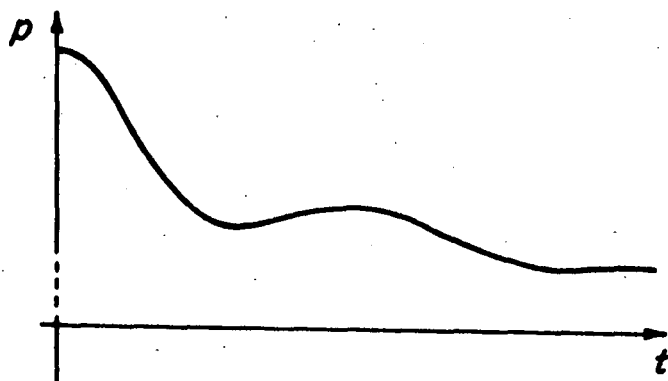
4. ábra



5. ábra

Az analóg modellben természetesen az analóg számítógépnek megfelelő konstansok és változtatható paraméterek szerepelnek, azaz integrátorok időállandói, és digitális potenciométerek osztásviszonyai. Ezekkel felírva a differenciálegyenlet-rendszert, könnyen meghatározhatjuk az analóg modell és a villamos modell paramétereinek kapcsolatát.

Mivel tényleges nyomásgörbe nem állt rendelkezésünkre, az identifikációt az analóg modellből nyert görbére végeztük el. A görbe paramétereit úgy választottuk meg, hogy alakja "hasonlítson" a (6) irodalomban közölt, egyik patológiás esetben megfelelő görbealakhoz (6. ábra). Az identifikációs eljárás során a referencia-görbe paramétereit 0,5 %-nál kisebb eltéréssel kaptuk vissza.



6. ábra

A fentiekben leírt példa természetesen csak egy a nagyszámu lehetőség közül. A módszer minden olyan esetben alkalmazható, amikor a biológiai rendszerek dinamikus tulajdonságainak megismerése a cél.

### Összefoglalás

A hibrid módszerek az identifikációs problémák gyors, pontos, rugalmas megoldását teszik lehetővé. A közölt alkalmazási példán látszik, hogy a módszer két vonatkozásban is eredményesen alkalmazható :

- Lehetővé teszi, hogy a vérnyomás-görbe analiziséből egy paraméterhalmazt nyerjünk, mely objektíven jellemzi a keringési rendszer adott szakaszainak állapotát, és így diagnosztikai értékkel bír.

- Lehetővé teszi, hogy az analóg kapcsolat strukturájának változtatásával a kutató orvos tovább finomíthassa a vizsgált rendszer modelljét.

### Irodalom

- (1) Dr. Tóth E.: Hibrid számítórendszer alkalmazása az oktatásban. "Számítástechnikai oktatás a hazai felsőoktatási intézményekben" c. konferencia kiadványa.
- (2) Bánsági L., Dr. Tóth E.: Új, nagysebességű univerzális hibrid számítórendszer fejlesztésének kérdései. "Számítás-technika '74" konferencia kiadványa (749.o.)
- (3) Bánsági L., Dr. Tóth E.: Hibrid számítórendszer. Mérés és Automatika 1974. 8. sz. (303. o.)
- (4) A. Dekey, J. Karplus: Hybrid computation. J. Wiley, 1968.
- (5) Ralston: Bevezetés a numerikus analízisbe. Műszaki Könyvkiadó, 1969.
- (6) R.M. Goldwyn, T.B. Watt: Arterial Pressure Pulse Contour Analysis Via a Mathematical Model for the Clinical Quantification of Human Vascular Properties. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-14, Jan. 1967, pp. 11-17.
- (7) C.S. Burrus, T.W. Parks, T.B. Watt: A Digital Parameter-Identification Technique Applied to Biological Signal. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-18, Jan. 1971. pp. 35-37.

BME Automatizálási Tanszék és SOTE Kísérleti

Kutató Laboratórium

## A vérkeringési rendszer irányítási folyamatainak modellezése

Szücs Béla és Monos Emil

### 1. Bevezetés

Az utóbbi évtizedben felépített keringés-szabályozási modellek egy része a pulzatil keringést reprezentálja és az irányító hatásokat is gyorsnak, egy pulzus idejével egybemérhetőnek tételezi fel. A modellek egy másik csoportja viszont a lassu, perces-órás időállandókkal rendelkező szabályozási hatásokat képezi le, s nem teremti kapcsolatot a pulzatil keringés paramétereinek változásával. Általában megállapítható, hogy a többségükben értéktartó (un. pressorstat), negatívan visszacsatolt, lineáris vagy statikusan nemlineáris szabályozási modellek megválaszolatlanul hagyják a fiziológiai alapjelképzés problémáját, nem veszik figyelembe a sztochasztikus jellegű keringési hullámok által hordozott információt. Viszonylag kevés a kísérleti identifikáción alapuló modellezés, illetve azzal igazolt szimulációs eljárás is.

A vérkeringés-modellezés jellegzetes törekvéseinek tanulságait elemezve azt a célt tűztük ki, hogy a szív működés és az ér-simaizomzat válaszkészségét átfogó frekvenciasávban, egy időben modellezzük a nagyvérkör szabályozási folyamatait. Eddig szabályozástechnikai módszerekre alapozott kísérleti identifikációval a nagyerek szakaszán, a pulzusszinkron és a vasomotorikus frekvenciasávba eső vérnyomáshullámok dinamikus kapcsolatának meghatározására végeztünk vizsgálatokat. A feltárt összefüggések tulmutatnak a hagyományos modelleken és alátámasztják az egymással kölcsönhatásban levő szabályozási folyamatok egységes

(széles frekvenciasávban működő) vérkeringés-szabályozási modellbe foglalását.

## 2. Irányítási rendszerek modellezése

A műszaki gyakorlatban az irányítási rendszerek modellezése elsősorban az irányított rendszer (szakasz, folyamat) matematikai modelljének megalkotását jelenti. Ugyanis az irányított szakaszt főként technológiai szempontok figyelembevételével tervezik, míg az irányító (leggyakrabban szabályozó) berendezést irányítástechnikai elvek szerint építik fel, így matematikai modellje (átviteli függvénye, állapotegyenlete, stb.) voltaképpen ismertnek tekinthető.

A biológiai irányítási folyamatokban viszont az irányító és az irányított rendszer egyaránt ismeretlen dinamikus tulajdonságu lehet, s gyakran bonyolultabb feladatot képez az előbbi funkcionális, illetve dinamikai körülhatárolása és leírása, mint az utóbbié. Mindezek közrejátszhatnak abban, hogy biológiai rendszerek esetében igen sokszor jelentős minőségi különbség mutatkozik a szabályozási modellek irányító és irányított részének kidolgozásában. Különösen érvényes ez a vérkeringési rendszerre. Mégpedig egy szabályozási kör modelljének valóság-hűségét egyenlő súllyal befolyásolja a hatáslánc bármelyik részének leképzési pontossága. Vagyis egy adott szintű szabályozási modell kialakításakor azonos gondot kell fordítani a hatáslánc egyes részeinek dinamikus modellezésére.

Egy másik kérdés, melynek általános vetületét sem célszerű figyelmen kívül hagyni, a folyamatidentifikációval kapcsolatos, melyen a modellezendő rendszer dinamikai strukturájának és paramétereinek - elsősorban kísérleti - meghatározását értjük. A folyamatidentifikáció eddigi ismeretanyagát tekintve bizonyos polarizáció észlelhető. Egyfelől magas elméleti színvonalu, bonyolult matematikai apparátust felhasználó eljárások ismertek, amelyeknek alkalmazhatóságát azonban sokszor csak elvi példák támasztják alá. Másfelől bonyolult folyamatok igen egyszerű matematikai modelljének felépítésével találkozunk, amelyek viszont kísérleti identifikáción alapulnak. Az előzetes (a priori) ismeretek

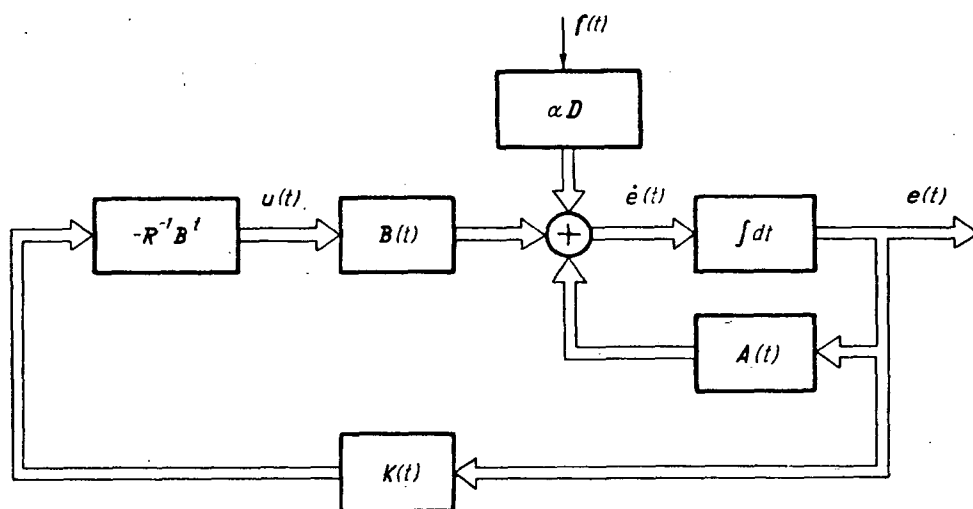
ugyanis sokszor annyira hézagosak, a mért adatok olyan jelentős perturbációt és mérési zajt tartalmaznak, hogy a vizsgált rendszernek csak a domináns dinamikai tulajdonságai határozhatók meg biztonságosan. Általában kevés az információ - mindkét szélső esetben - annak eldöntéséhez, hogy a.) az identifikált modellparaméterek mind valóban a folyamathoz tartoznak-e, b.) a paraméterbecslés kritériuma milyen további közvetett (gyakran frekvencia szerinti) súlyozást hoz be, ami a modellparaméterek számottevő torzulását idézheti elő, c.) mi a teendő, ha matematikailag korrekt, de fiziológiai vagy szabályozástechnikai szempontból irreális modellt kapunk. A vázolt képhez az is hozzátartozik, hogy az elegáns, elvileg szinte "mindenttudó" módszerek sokszor nem folyamatcentrikusan (sőt inkább azoktól távol) születnek.

### 3. Keringés-szabályozási modellek

A bevezetésben említettük, hogy az ismert keringés-szabályozási modellek két fő típusba sorolhatók.

A lassu változásokra felépített modellek legjelentősebb képviselőjét Guyton és munkatársai szintetizálták (1). E modell különösen méreteiben lenyűgöző, s szükséges, hogy legalább néhány számadat tükrében bemutassuk. A keringés összefoglaló modellje 18 alrendszerből épül fel, ezek közül kiemelt jelentőségű a keringési dinamika modellje, amely 5 különböző térfogatú szegmensre (aorta, vénák, jobb pitvar, tüdő artériák, valamint a tüdő vénák és a bal pitvar kombinációja) oszlik. A véráram-utak leképezésére 33 blokkot használnak fel 17 fajta ágellenállás figyelembevételével. A keringési dinamika modellje 11 kimenőjellel befolyásolja a többi alrendszert, melyek 14 bemenőjellel hatnak rá vissza. A teljes modell 177 változót és paramétert képez le, ezekből 24 független (külső) tényező, míg az alrendszerek közötti kölcsönhatásokat 67 bemenőjellel és 59 kimenőjellel képviseli. A keringési jellemzők (vérnyomás, véráramlás) középértékeit szimulálják csak (a pulzatil összetevők leképezése rendkívül megnövelné a szükséges memória-kapacitást, lassítaná, s egyben drágítaná a szimulációt), hasonlóan a többi változóhoz, melyek tranzienseit 5 perc - 50 nap tartományban vizsgálják.

A gyors változásokra kialakított modellek közül az irányítás elvében igen érdekes és a modell leírásában korszerű példát (2) mutat be az 1. ábra, amely a nagyartériák pulzatil vérnyomás és áramlás viszonyait modellezi.



1. ábra

A keringési rendszer áramlási energiavesztését minimalizáló modell.

A rendszer perturbálható  $f(t)$  bemenőjele az aorta ascendens Fourier-sorral megadott véráramlási sebessége. A keringést 9 hosszanti artéria szakaszra, 7 érterületre bontják, ezek paraméterei határozzák meg az A rendszermátrix elemeit. A vénás oldali nyomásesést elhanyagolják. A carotis sinus vérnyomása a modell ellenőrző jele. A beavatkozást az érterületek eredő áramlási ellenállásának megváltoztatásával végzik oly módon, hogy a hosszanti artériaszakaszok és az érterületek ellenállásain "disszipált energia" minimális legyen. A rendszert állapotegyenlettel (3) írják le, az  $e(t)$  kimenő vektort 24 vérnyomás és véráramlás összetevőből áll. Az  $u(t)$  irányító vektort az R súlyozó mátrix, a B bemeneti mátrix és a Riccati-egyenlet megoldásaként kapott  $K(t)$  visszacsatolási mátrix határozza meg.



A modell számítástechnikai méreteire jellemző, hogy egy futás IBM 360/75 gépen 264 K memóriát és félóra gépi időt (700 s) igényelt, amelynek 98,5 %-a a Riccati-egyenlet megoldásához volt szükséges. Ekkora ráfordítás különösen akkor tűnik soknak, ha tekintetbe vesszük, hogy a modell jelentős elhanyagolásokat és több, lényeges ellentmondást tartalmaz a fiziológiai valósághoz képest, melyeknek csupán felsorolására szorítkozunk. Az energiaveszteség minimalizálása aligha lehet a vérkeringés-szabályozás optimalitási kritériuma. (Bár az elv szerepet játszhatott az emlősök érhálózat-struktúrájának kialakulásakor az evolúció során.) Döntő tényező a keringő vérmennyiség érterületek közötti eloszlásában azok élettartossága és terhelése. A modell ezzel szemben például az aorta kifolyás 10 %-os csökkentésére a carotis ág ellenállásának 70 %-os növelését véli optimálisnak, ami az agy vérellátásának fokozott csökkenésére vezet. Az optimális irányítás által kívánt érterület-ellenállás változások meghaladják az élettani határokat. A modell nem veszi figyelembe a pulzusszám és a verőtérfogat változásának a vérnyomást befolyásoló hatását, holott a carotis sinus nyomásváltozásának érzékenysége közel egységnyi (maximális) mindkettőre, míg az érterület-ellenállás változásokra nézve hét közül csupán két esetben éri el az egyfizedet.

A fenti két példa között helyezhetők el a különböző szintű pressorstat modellek, amelyek szabályozástechnikai szempontból a klasszikus negatív visszacsatolás elvére támaszkodnak (4) és a vérnyomás-szabályozás élettani rendszerében eddig nem azonosított alapjel- és különbségképzőt tételeznek fel.

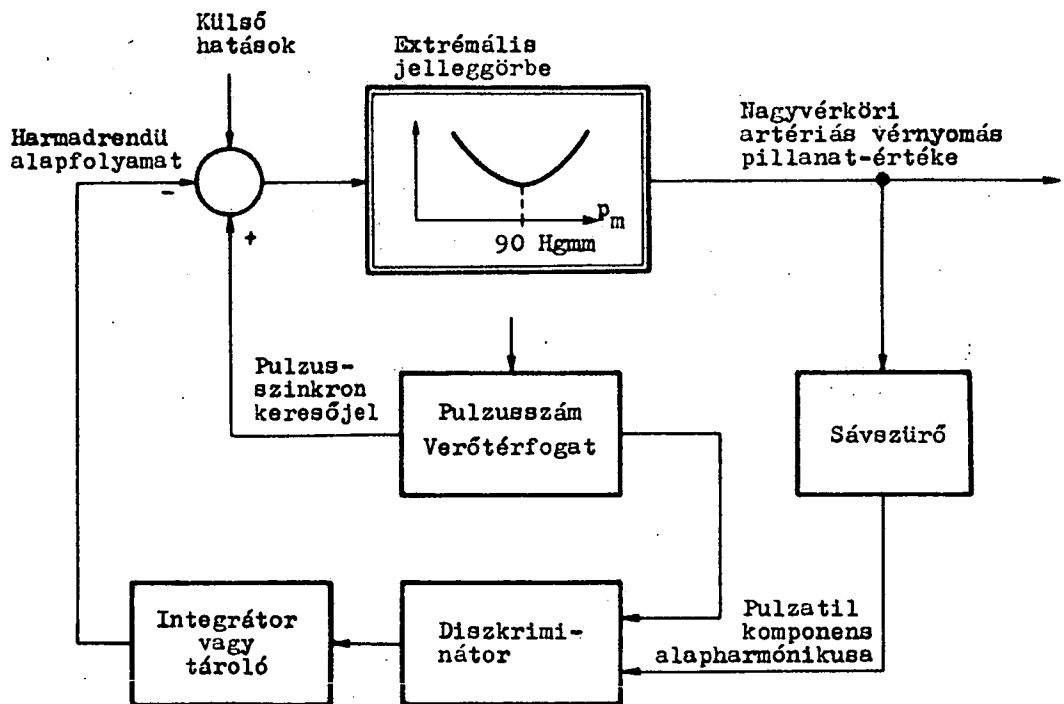
Az előzőekben bemutatott modelltipusok alapján érzékelhető, hogy a vérkeringési rendszer irányítási folyamatait eddig is különféle elvek szerint modellezték és e területen tág lehetőség nyílik továbbra is különböző modellezési és szimulációs elképzelések megvalósítására.

Az alapjel-probléma kikerülhető nemlineáris modellel, amely határciklusban működik (5) oly módon, hogy a pulzatil vérnyomás összetevőhöz illeszkednek a határciklus paraméterei. A ke-

ringést szabályozó lassabb (hormonális, idegrendszeri és egyéb) hatások a határciklus paramétereit (amplitudó, frekvencia, jelalak) befolyásoló dinamikával képezhetők le.

Az optimális irányítások körét tekintve, először is azt jegyezzük meg, hogy ezek modellezéséhez lényegesen több előzetes ismeret (optimalitási kritérium, extrémális jelleggörbe, stb.) szükséges, mint a hagyományos értéktartó szabályozásokhoz. Az artériás vérnyomás irányításában fel is tételezhető extrémális jelleggörbe. Többen megfigyelték, hogy az artériás középnyomás függvényében különböző pulzatil keringési paramétereknek (erek karakterisztikus impedanciája, pulzatil komponens varianciája) minimuma jelentkezik 90 Hgmm környezetében. Ez a megfigyelés egyik alapja lehet a műszaki rendszerekben alkalmazott kényszerlengéses szélsőérték-kereső irányítási elv (5) felhasználásának.

A 2. ábrán vázolt irányítás két, egymással kölcsönhatásban levő és egyidejű folyamatra épül. Keresőfolyamatként a pulzatil keringés értelmezhető, amely az aktuális munkapontnak az extrémális jelleggörbén való elhelyezkedése szerint olyan irányító jelet vált ki, amely az alapfolyamat módosításával a munkapontot a jelleggörbe minimumára viszi vissza a külső hatások ellenében.



2. ábra

Az artériás középnyomást optimalizáló, kényszerlengéses szélsőérték kereső modell.

Az elvi működés alapvető feltétele az, hogy az alapfolyamat lényegesen lassabb legyen a keresőfolyamatnál, ami a keringési rendszer esetében bőségesen teljesül is. Hangsúlyozandó, hogy a 2. ábra hatásvázlata csupán a funkcionális kapcsolatokat ábrázolja, s nem törekszik a keringési rendszer struktúráls leképzésére, amellyel azonban a vázlat bővíthető és egészíthető.

Annak ellenére, hogy kiemelten foglalkoztunk a keringési modellekben felhasznált irányítástechnikai elvekkel, elsődleges fontosságúnak - a részekre tagolás szemlélete alapján - az alapvető dinamikai összefüggések feltárását tartjuk. A továbbiakban e téren végzett munkánkról számolunk be.

#### 4. Az aorta nyomás-átviteli függvénye

Az aorta ascendens és arteria iliaca közötti érszakaszt, amely elosztott paraméterű és nemlineáris tulajdonságokkal rendelkezik, a legjobban közelítő lineáris rendszerrel írtuk le. A vizsgálatok kísérleti anyagát és módszereit (6) tartalmazza. Az érszakasz modelljét analóg számítógépen építettük fel és az identifikációt a 3. ábra vázlata szerint végeztük. A stacionárius pulzatil vérnyomás-összetevők 10 sec tartamu szakaszát végtelenített mágnesszalagról játszottuk vissza. Az aorta ascendensben mért  $x(t)$  összetevőt a számítógépi modell bementére kapcsoltuk. Az arteria iliacában mért  $y(t)$  összetevőt pedig összehasonlítottuk a modell  $y_M(t)$  kimenőjelével. A  $h(t)$  eltérés négyzetének átlagát minimalizáltuk a modell paramétereinek változtatásával. A legkisebb hibát adó gépi paraméter-kombinációból határoztuk meg a közelítő átviteli függvény együtthatóit. A modellezett átviteli függvény fokszámát addig növeltük, amíg a  $h(t)$  eltérés a mérési hibák nagyságrendjére csökkent le. A végső átviteli függvény struktúra a következő alakban fejezhető ki:

$$W_M(s) = \frac{A(1+2 \sum_3 T_3 s + T_3^2 s^2) \exp(-T_H s)}{(1+2 \sum_1 T_1 s + T_1^2 s^2) \cdot (1+2 \sum_2 T_2 s + T_2^2 s^2)}, \quad /1/$$

ahol  $s$  a komplex változó,  $A$  az átviteli tényező,  $\sum_{1-3}$  csillapítási tényező,  $T_{1-3}$  másodrendű időállandó és  $T_H$  a holtidő.

A feldolgozott 16 jelpár alapján az alábbi következtetések vonhatók le :

1) A pulzatil vérnyomásjelek spektruma elegendően széles frekvenciasávot fog át ahhoz, hogy a spontán jelek megfigyelésén alapuló, ún. passzív identifikációs módszer eredményes legyen (7).

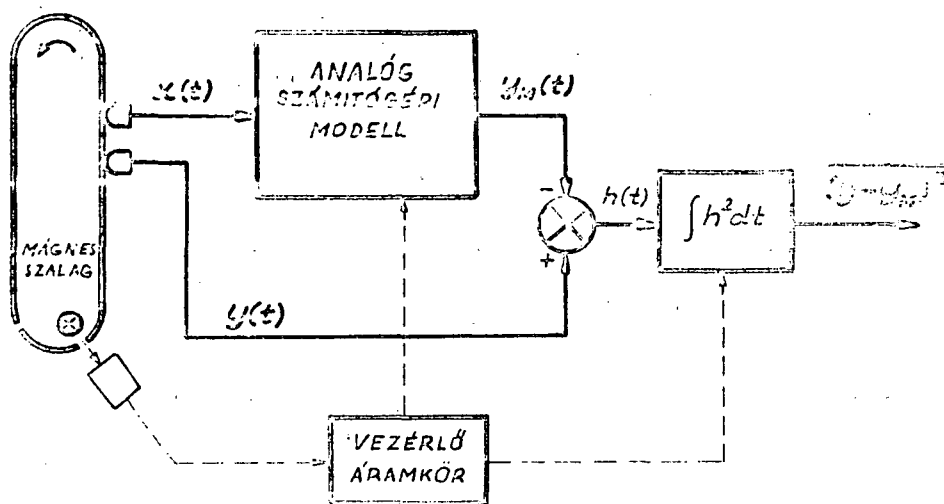
2) A csupán időfüggést tartalmazó lineáris modell kielégítő volt az elosztott paraméterű (helykoordinátáktól is függő) és nem lineáris aorta szakasz dinamikájának leképezésére, mivel a modellezett és a mért iliaca nyomás különbségét a vérnyomás mérés hibájára vagy az alá lehetett szorítani.

3) Az átviteli függvény mennyiségileg is jól felhasználható az aorta dinamikájának jellemzésére, mivel különböző kísérleti állatoknál, ahol a keringési jellemzők (például a pulzus és a pulzusnyomás) 100 %-ban eltértek, a domináns átviteli függvény-paraméterek csak 2-20 % eltérést mutattak.

4) Az átviteli függvény szemléletes dinamikai magyarázatot adott arra a megfigyelésre, hogy a szívtől távolabb eső arteria iliacában a pulzusnyomás átlagosan kétszerese az aorta ascendensben mértnek. A statikus nyomás-összefüggést kifejező átviteli tényező  $A \approx 1$  értékre adódott (azaz nyomáserősítéssel nem számolhatunk), így a pulzusnyomás növekedése az iliacában a  $\beta_3$  és  $T_3$  paraméterekkel leírható differenciáló hatás következménye.

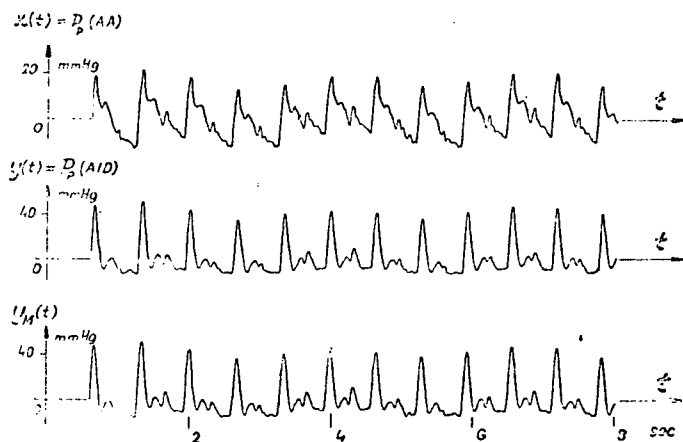
5) Az átviteli függvény paramétereit a frekvenciatartományban vizsgálva megállapítottuk, hogy a pulzusfrekvencia környezetében az amplitúdó-jelleggörbe meredeken emelkedik, a maximális kiemelés mintegy 12 dB. E megfigyelés részben alátámasztja az előző pontban mondottakat, részben pedig új szempontot nyújt a pulzus-szabályozás leképezéséhez.

6) Az identifikált paraméterek középnyomás-függését tekintve megállapítottuk, hogy az érfa rugalmas tulajdonságait képviselő paraméterek egyértelmű változási tendenciát mutattak. Így a középnyomásnak, mint előfeszítésnek a csökkenésével a  $T_1$  és  $T_3$  másodrendű időállandók 20-40 %-os növekedését tapasztaltuk a 150 - 90 Hgmm tartományban.



3. ábra

Analóg számítógépes modellezés vázlata.



4. ábra

Az aorta ascendens (x), az arteria iliaca (y) és az arteria iliaca modellezett pulzatil vérnyomás összetevőinek lefolyása a 12. kutyén.

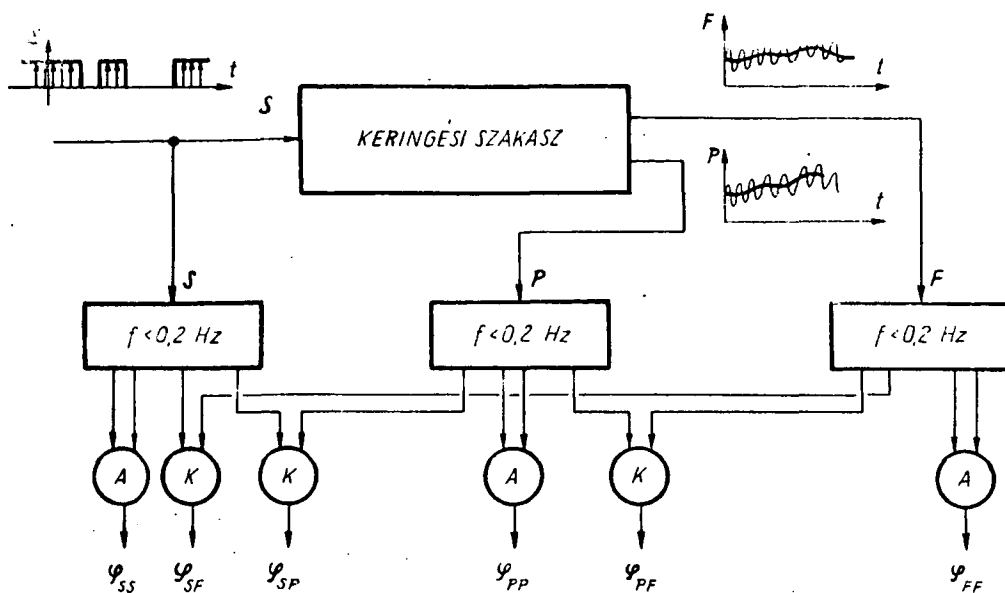
7) Kutyák esetében az aorta nyomás-átviteli függvény /1/ egyenletben szereplő paramétereinek jellemző értéke :  
 $A = 1, \quad \beta_1 = 0,25, \quad \beta_2 = 0,4, \quad \beta_3 = 0,9, \quad T_1 = 35 \text{ ms}, \quad T_2 = 10 \text{ ms}, \quad T_3 = 33 \text{ ms}, \quad T_H = 32 \text{ ms}.$

### 5. Harmadrendű keringési hullámok identifikációja

Míg a keringési jellemzők pulzussal szinkron összetevői jelentősen módosulnak a nagyerek mentén, addig a harmadrendű hullámok ( $f \leq 0,2 \text{ Hz}$ ) változás nélkül haladnak át. Az utóbbiak spontán változásai egyrészt a dinamikához képest nem elég széles spektrumúak, másrészt a harmadrendű hullámsávban sok más (a vizsgálat szempontjából zaj-) hatás is érvényesül, ezért aktív korrelációs módszert alkalmaztunk. A kísérleti módszer részleteire és a kiértékelés leírására (8) nem térünk ki, viszont kiemeljük a statisztikus módszer felhasználási lehetőségeit.

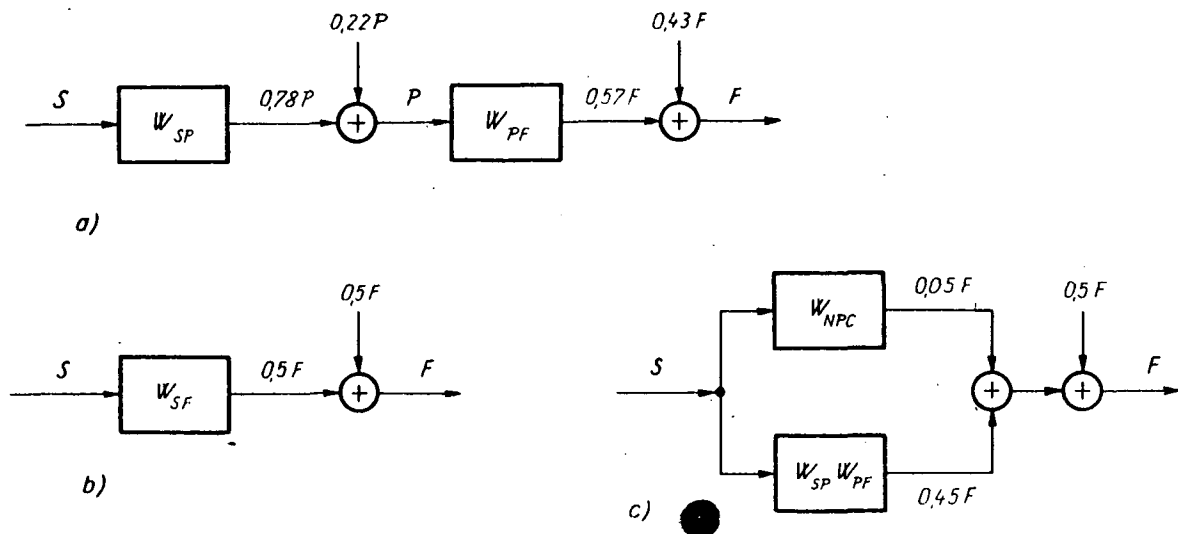
A vizsgálat vázlatát az 5. ábra mutatja. Vizsgáló jelként sztochasztikus idegingerlést (S) alkalmaztunk efferens (vagus) és afferens (ischadicus és brachialis) rostokon. Bár az egységnyi jel/szünet arányú bináris zaj a stimuláló impulzusok felét kapcsolta az idegekre a folyamatos ingerléshez képest, a vérnyomás (P) kiváltott változásai sztochasztikus ingerléskor voltak nagyobbak, ami főként az adaptációs mechanizmus zajjal szembeni tehetetlenségének a következménye. A három jelből hat (A: auto-, K: kereszt-) korrelációfüggvényt ( $\varphi$ ) képeztünk, ami három elsődleges átviteli függvény meghatározására ad lehetőséget, a 6.a) és b) ábra szerint. A  $W_{SP}$  átviteli függvény a P artériás középnyomásnak az S idegingerléssel kiváltott összetevőjét, míg  $W_{PF}$  az F mellékvese középáramlásnak a vérnyomással, illetve  $W_{SF}$  a véráramnak az idegingerléssel korreláló komponensét írja le. Ezek az átviteli függvények az egyes szakaszok bemenőjel auto-, illetve a bemenő-kimenőjel keresztkorreláció-függvényeiből határozhatók meg. A korrelációs módszer azonban további lehetőségeket is nyújt.

Az egyes szakaszok kimenőjel autokorreláció-függvényeit is bevonva az elemzésbe, számítható a vérnyomásnak stimulussal,



5. ábra

Aktiv kísérleti identifikáció vázlata sztochasztikus idegingerlés ( $S$ ), artériás középnyomás ( $P$ ) és mellékvese véráramlás ( $F$ ) dinamikus összefüggésének meghatározásához.



6. ábra

Sztochasztikus idegingerlés ( $S$ ), artériás középnyomás ( $P$ ) és mellékvese véráramlás ( $F$ ) kapcsolatának leírása átviteli függvényekkel.

továbbá a véráramlásnak stimulussal, illetve vérnyomással nem korreláló összetevőjének az autokorreláció-függvénye, ami  $\overline{\Delta T}$  kálmát ad a jeleket befolyásoló egyéb hatások jelstrukturájának és súlyának értékelésére, elhanyagolhatóságuk vagy fontosságuk számszerű megítélésére.

A 6. ábrán feltüntetett törtszámok ennél is tömörebb jellemzőt képviselnek, azt mutatják, hogy négyzetes középértékben mérve a kimenőjel hányadrésze származik az átviteli függvény szerint módosított bemenőjelből. A viszonzszámot a dinamikus korrelációs együttható (9) adja meg, amely zérus középértékű jelekre számított korrelációfüggvények alatti területtel fejezhető ki, például S és P vonatkozásában:

$$k_{SP} = \frac{\left| \int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{SP}(\tau) d\tau \right|}{\left[ \int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{SS}(\tau) d\tau \int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{PP}(\tau) d\tau \right]^{1/2}} = 0,78 \quad /2/$$

A dinamikus korrelációs együttható értéke lineáris és koncentrált paraméterű dinamika esetében 0 és 1 közé esik. A  $k > 1$  értéknek három, akár egyidejűleg jelentkező oka is lehet:

- a.) zajos mérés,
- b.) nemlineáris a rendszer,
- c.) a kimenőjelenek a bemenőjelből származón kívül más összetevői is vannak.

(Megjegyezzük, hogy az általánosan használt korrelációs tényező folyamatok esetében az ok-okozati kapcsolatra csak a jelalakok megegyezésének mértékében utal, így csak dinamika nélküli rendszerben egyezik meg a dinamikus korrelációs együtthatóval.)

Abban az esetben, ha az S idegingerlés csak a P vérnyomáson át hatna az F véráramlásra, a 6.b) ábra az a) ábrán látható hatásvázlat

$$W_{SF} = W_{SP} W_{PF} \quad /3/$$



átviteli függvényű eredője volna. A stimulus azonban más úton (pl. a központi idegrendszeren át) közvetlenül is hat a véráramlásra a 6.c) ábra szerint. E hatást a  $W_{NPC}$  átviteli függvény fejezi ki és a

$$W_{NPC} = W_{SF} - W_{SP} W_{PF} \quad /4/$$

összefüggés alapján számítható.

A harmadrendű keringési hullámok tanulmányozását továbbra is fontosnak tartjuk, egyrészt mivel jelentős mértékben vesznek részt a vérnyomás-hullámok kialakításában, másrészt amiatt, hogy érzékenyebben reagálnak az artériás középnyomás változására, mint az elsőrendűek, s így komoly szerepük lehet a keringést szabályozó hatások közvetítésében.

Mivel növekedőben van a statisztikus módszerekkel végzett vizsgálatok száma, szükséges kitérni olyan kérdésekre is, mint az eredmények pontossága, a folyamat előírtan pontos leírásához tartozó megfigyelési idő és a jelek stacionaritásának ellenőrzése (9). A statisztikus vizsgálatok pontossága csak optimális esetben egyezik meg az alkalmazott célszámítógép specifikált pontosságával, ami gyakran meg sem közelíthető a rendelkezésre álló megfigyelési idő, illetve a vizsgált folyamat nem stacionárius volta miatt.

Bár a véges megfigyelési idő és az instacionaritás hatása hasonló módon jelentkezik (pl. folyamatosan átlagoló korrelátorok esetében a korrelációfüggvények "kigyóznak"), fontos a két hatást különválasztani. Ha egy stacionárius jel egymás után következő, azonos  $T$  ideig megfigyelt szakaszaiból számítunk statisztikus jellemzőket, akkor az ismételt számítások eredményeinek eltérése csökken  $T$  növelésével. Ezért stacionárius jelekre a megfigyelési időt addig célszerű növelni, amíg a mért jellemzők (korrelációfüggvény, spektrum, eloszlásfüggvény, szórás, stb.) eltérése kisebbé válik a számítógép berendezés specifikált (optimális) pontosságánál. Ezt az időt szükséges megfigyelési időnek ( $T_0$ ) nevezzük.

A szükséges megfigyelési idő magától a folyamattól, sőt a számítógép berendezéstől is függ. A szakirodalom részletesen elemzi a

véges megfigyelési időből eredő hibákat (10). A hibaképletek alkalmazásához sok olyan a priori ismeret, illetve feltételezés szükséges, amelyet éppen a vizsgálatból kívánunk megkapni. Az összefüggések stacionárius, ergodikus jelekre érvényesek, ismerni kell a folyamat eloszlástípusát, sávszélességét, melyen belül a spektrumnak egyenletesnek is kell lennie. A valóságban a jelek periódikus összetevőket is tartalmaznak, mégpedig a spektrum kisméretű részén, ami növeli a hibát. A képletekben szerepel annak a statisztikus jellemzőnek a pontos értéke is, amelynek mérési hibáját kívánjuk meghatározni. A kör ezzel bezárul, és általában kevés a remény arra, hogy elővizsgálatok nélkül megbízható eredményekhez jussunk. Ha egy adott típusú folyamatról nagy mennyiségben kell statisztikus jellemző függvényeket számítani, akkor feltétlenül hasznos a hibaképletek (10) alapos elemzése előzetes vizsgálatok során.

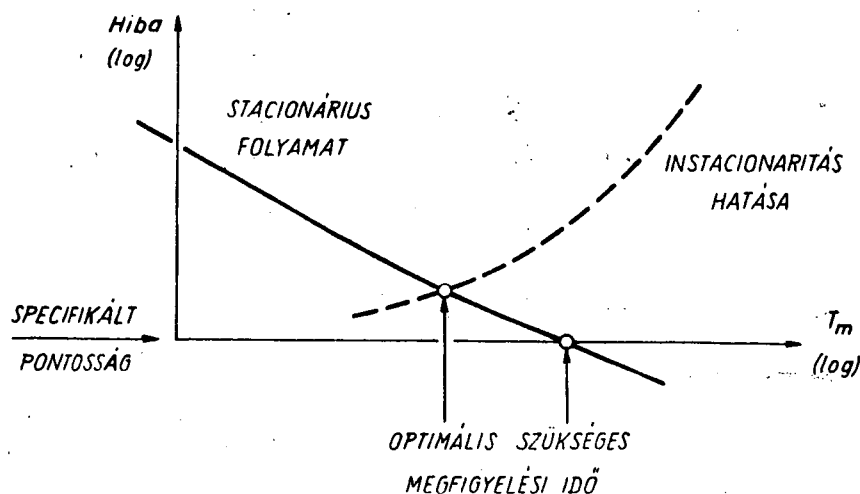
Ha egyedi vizsgálatokat kell különböző jelstrukturájú folyamatokról végezni, akkor gazdaságosabb egy gyakorlatilag jól használható ökölszabályt (9, 11) alkalmazni a szükséges megfigyelési idő megválasztására. Előzetesen (megfontolások vagy mérés alapján) meghatározzuk a sztochasztikus jelnek a vizsgálat szempontjából figyelembe veendő  $f_{\min}$  legkisebb frekvenciájú összetevőjét. Ha (a korrelációfüggvény maximális értékére vonatkoztatott)  $h$  százalékos hibát engedünk meg legfeljebb bármely függvénypontra, akkor az alkalmazandó  $T_c$  átlagolási időállandó  $f_{\min}$  függvényében stacionárius jelekre meghatározható:

$$T_c \geq \frac{200}{h \cdot f_{\min}} \quad /5/$$

A  $T_c$  szükséges megfigyelési idő pedig minimálisan kétszerese legyen  $T_c^0$ -nek. Sokkal hosszabb megfigyeléskor azonban nő a veszélye annak, hogy a folyamat instacionáriussá válik.

A statisztikus módszerek alkalmazása egyszerűbb és kidolgozottabb stacionárius folyamatokra, amelyek statisztikus jellemzői függetlenek a megfigyelés kezdeti időpontjától. A stacionaritás mértéke

a gyakorlatban  $T \gg T_0$ -ra megfigyelt,  $T_c$  időre átlagolt statisztikus jellemző (középérték, szórás, egy korrelációfüggvény-pont vagy egy adott frekvencián a spektrumsűrűség, stb.) változásával ellenőrizhető (9). Az adott  $T$ -hez tartozó  $h$  hibát meghaladó változások a jel nem stacionárius voltának következményei és annak mennyiségi jellemzésére is alkalmasak. Nemstacionárius jelekre két esetet célszerű megkülönböztetni. Lényegesen nemstacionárius a folyamat akkor, ha a statisztikus jellemzők változása  $T$ -nál rövidebb időn belül jelentkezik. Ekkor a statisztikus módszerek erős fenntartásokkal alkalmazhatók csupán. Akkor viszont, ha a statisztikus jellemzők változása  $T$ -nál nagyobb idő múlva jelentkezik, külön-külön vizsgálhatók a jel közel stacionárius szakaszai. Biológiai és műszaki rendszerekből származó sztochasztikus jelekre rendszerint az utóbbi teljesül. A megfigyelési időről és a stacionaritásról elmondottakat a 7. ábra illusztrálja, melyen a folytonos vonal az /5/ összefüggésből adódik.



7. ábra

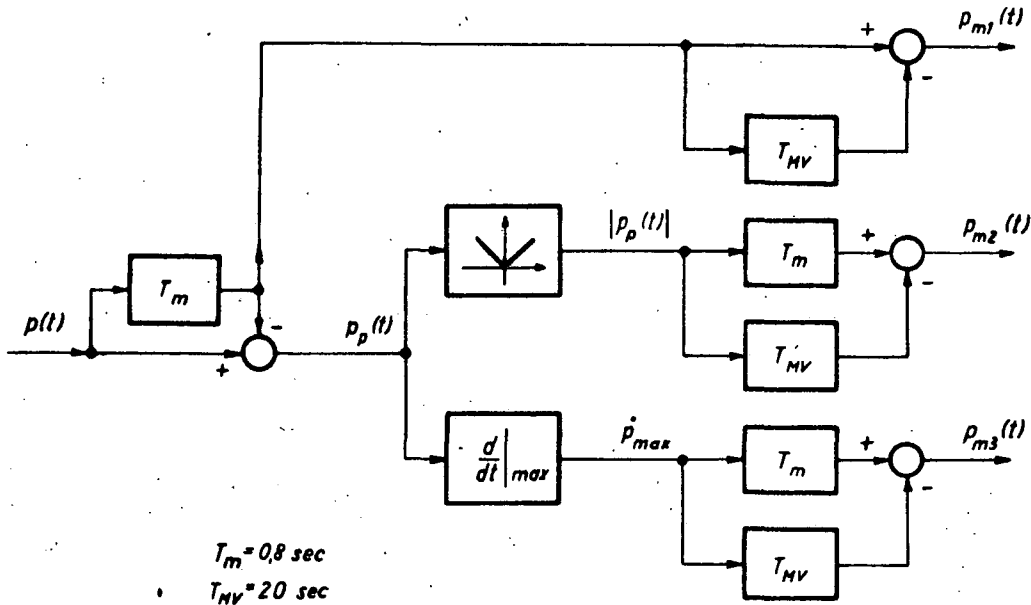
Méréssel meghatározott statisztikus jellemzők hibájának alakulása.

Vizsgálatainkban kiemelt figyelmet fordítunk a fenti kérdésekre, mivel döntően befolyásolják a kapott eredmények megbízhatóságát. Általában százszázalékos pontosságot nyújtó megfigyelési időt alkalmaztunk, mintegy 5000 szívciklus különböző statisztikus jellemzőit vizsgálva, az öt százaléknál kevesebbet változó szakaszokat tekintettük stacionáriusnak (12).

#### 6. Első- és harmadrendű vérnyomás hullámok kapcsolata

A harmadrendű vérnyomás komponensek teljesítménysűrűség-spektrumát vizsgálva, az artériás középnyomás csökkenésekor azt tapasztaljuk, hogy azok domináns csúcsa a kisebb frekvenciák és a nagyobb teljesítménysűrűségek irányába tolódik el, majd reinfúziós szakaszokban a spektrum közel egyenletessé, zajszerűvé válik. Ha feltételezzük, hogy a keringést szabályozó hatásokat a domináns összetevők közvetíthetik, akkor a lassu, 10-100 sec periódusidejű hullámok hatása a pulzatil összetevőn is meg kell jelenjen, a reinfúziós szakaszokban való eltűnése pedig a szabályozás károsodását tükrözi. Ezért megvizsgáltuk a pulzussal szinkron vérnyomás hullámok két paraméterének (a pulzusnyomásnak és a derivált maximumnak) változását a harmadrendű összetevők frekvenciasávjában. A 8. ábra tömbvázlata szerint lineáris szűréssel szétválasztottuk a pulzatil és a harmadrendű összetevőt. Képeztük a pulzusnyomás abszolút értékét és a derivált maximumot, s ezek harmadrendű változásait. A háromféle ( $P_{m1}$ ,  $P_{m2}$ ,  $P_{m3}$ ) harmadrendű vérnyomás változást szinkronban regisztráltuk mágnesszalagon és meghatároztuk auto- illetve keresztkorreláció-függvényeiket. Az elkészített 96 korrelációfüggvényből példaképpen bemutatunk a 9. ábrán egy sorozatot. Már az autokorreláció-függvényekből is kitűnik, hogy mind a három jel statisztikai struktúrája nagyon hasonló, a spektrumoknál említett domináns frekvencia szerint változik a pulzusnyomás és a derivált maximum is. A keresztkorreláció-függvények csúcsának elhelyezkedése a  $\tau = 0$  értékhez képest jelzi, hogy a pulzusnyomás és a derivált maximum harmadrendű változása közel szinkronban jelentkezik és hogy mindkettő késik a  $p_{m1}$  additív vérnyomás összetevőhöz képest. Az összetevők származtatásakor alkalmazott nemlineáris műveletek ellenére a késés azt jelenti, hogy az additív összetevő megváltozása az oka a pulzatil paraméterek módosulásának. A di-

namikai kapcsolat szoros és indokolja, hogy az egymással kölcsönhatásban levő, de eltérő frekvenciasávba eső változások egységes modellbe foglalására törekedjünk.

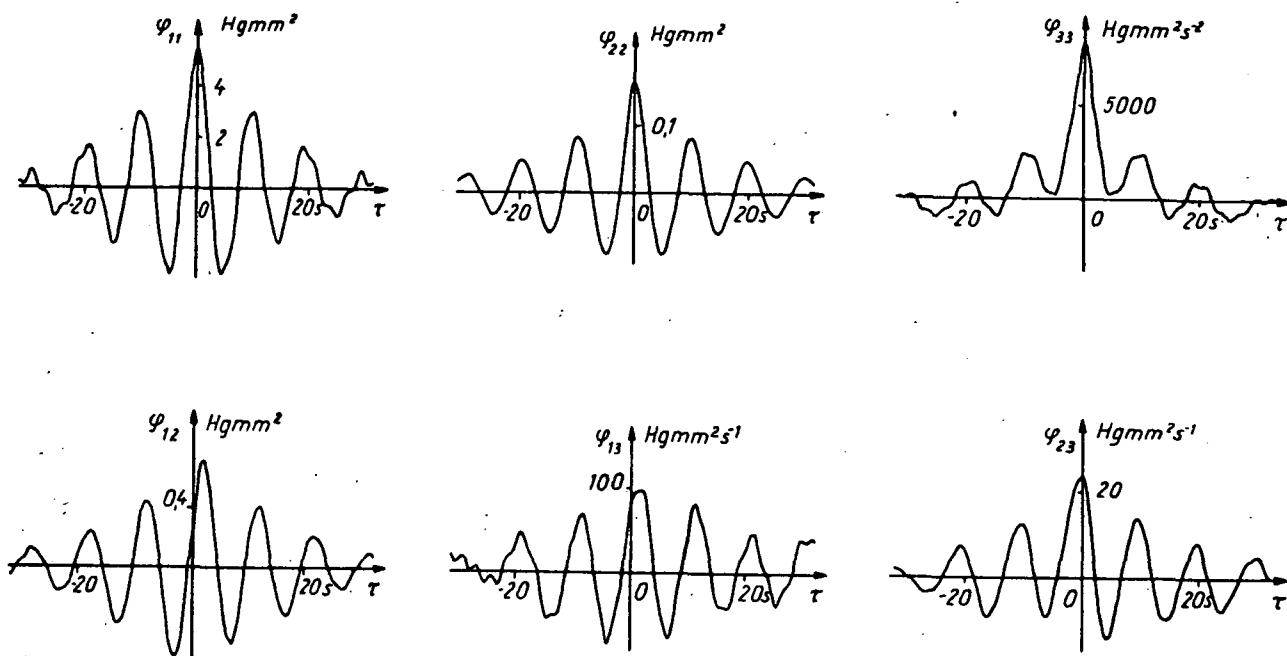


8. ábra

Vérnyomásjelek harmadrendű ( $0,008 \text{ Hz} \leq f \leq 0,2 \text{ Hz}$ ) összetevőinek származtatása. Jelölések:  $p(t)$  a teljes jel,  $p_p(t)$  a pulzátill komponens,  $p_{m1}(t)$  a vérnyomás,  $p_{m2}(t)$  a pulzusnyomás,  $p_{m3}(t)$  a derivált maximum harmadrendű változása.

## 7. Következtetések

Ugy véljük, hogy a vérnyomás-szabályozás dinamikus leírását kell először kiegészíteni az első- és harmadrendű hullámok kapcsolatának modelljével. Az irányítási modell szintézisére, melynek több nemlineáris tulajdonsága várható, a rész-dinamikák elemzése után kerülhet sor. Nem törekszünk átfogó (overall) szabályozási modellre olyan értelemben, hogy az az aprólékos szerkezeti megfeleltetést tükrözze.



9. ábra

Harmadrendű vérnyomás hullámok korrelációfüggvényei a 11. kutyán, 150 Hgmm stabilizált középnyomáson, a. iliaca-ban mérve. Indexek jelentése: 11 a vérnyomás, 22 a pulzusnyomás, 33 a derivált maximum harmadrendű változásának autokorreláció-függvénye, 12 a vérnyomás - pulzusnyomás, 13 a vérnyomás - derivált maximum, 23 a pulzusnyomás - derivált maximum harmadrendű változásainak keresztkorreláció függvény indexe.

Tekintettel arra, hogy a modellezés és a szimuláció költségei rohamosan növekednek a modell bonyolultabbá válásával, továbbá arra, hogy egyes vizsgálatok nem igénylik a teljes rendszer minden tagjának egyidejű működését, modulárisan bővíthető modell felépítését tartjuk hatékornynak. Ha pl. az aorta szakasz /1/ átviteli függvényét eredő modelltagnak tekintjük, akkor a megfelelő szerkezethűbb modul az egyes artéria leágazások közötti átviteli függvények láncja, melynek paraméterei már az érfalmechanikai tulajdonságokat is közvetlenül képviselik.

Elegendő tehát az, hogy az alapvető irányítási modell csak néhány ponton illeszkedjék a keringési rendszerhez, annak legfontosabb hatásutjait és makroszkópiusan képezze le. Részletes vizsgálathoz az egyes eredővel jellemzett szakaszok helyébe strukturahű modul iktatható be, ami sokszorosára emeli a szerkezet elemzési finomságát, míg a modellt nem bonyolítja ennek megfelelő mértékben.

### Irodalom

- (1) Guyton, A.C. et al.: Circulation : Overall Regulation. Annual Rev. of Physiol. 34 : 13-46. (1972)
- (2) Doubek, E.: Least Energy Regulation of the Arterial System. Disszertáció, Pennsylvania Egyetem, Philadelphia (1973)
- (3) Csáki F.: Fejezetek a szabályozástechnikából. Állapotegyenletek. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1973.
- (4) Regulation and Control in Physiological Systems. Ed: A.S. Iberall és A.C. Guyton. ISA, Pittsburg (1973)
- (5) Csáki F.: Korszerű szabályozáselmélet. Akadémiai Kiadó, Budapest, 1970.
- (6) Szűcs B., Monos E.: Számítógépek és fiziológiai berendezések... Számítástechnikai és kibernetikai módszerek... 2. Kollokvium, Szeged, 115-123 (1971)
- (7) Szűcs, B. et.al.: Comparison of Identification Methods... In: Identification and System Parameter Estimation. Ed : P. Eykhoff. North-Holland Publ.Co, Amsterdam, 235-238 (1973)
- (8) Szűcs, B., E. Monos: Circulatory System Analysis... Intern. J. Bio-Medical Computing, 1 : 87-102 (1970)

- (9) Automatizálási Tanszék MK: Irányítási rendszerek modellezése.  
Tankönyvkiadó, Budapest, 77-108 (1973)
- (10) Bendat, J.S., A.G. Piersol : Random Data : Analysis and  
Measurement Procedures. Wiley-Interscience, New York,  
170-188 (1971)
- (11) Szűcs, B., F. Csáki : On Evaluation Statistical Characteristics..  
IMEKO V, Versailles, D-TH-25 (1970)
- (12) Szűcs, B., E. Monos : Statistical Nature of Blood Pressure...  
Period. Polytech. El. Eng. 16: 395-402 (1972)



Országos Munkaegészségügyi Intézet és JATE

Kibernetikai Laboratórium

Légzésmechanikai és kisvérköri keringési jelek szuper-  
pozíciójának vizsgálata

Galgóczy Gábor, Hunya Péter, Hantos Zoltán és Rablóczy György

A légzési és keringési szervrendszer kapcsolata a haemo- és aerodinamika, az idegrendszer, valamint a gáztranszport szempontjából egyaránt sokat vizsgált kérdés. A vizsgálati módszerek fejlődésével, az intenzív betegellenőrzés, a gépi lélegeztetés és a nukleáris medicina térhódításával ezen kapcsolatok újabb és újabb oldalai kerülnek felszínre.

Az egymással igen szoros kölcsönhatásban álló, egyenként is bonyolult két rendszer ennek következtében változatos kérdésfeltevések és megközelítési módszerek tárgya, így együttesük működésének precíz, szintetikus leírásától még meglehetősen távol állunk.

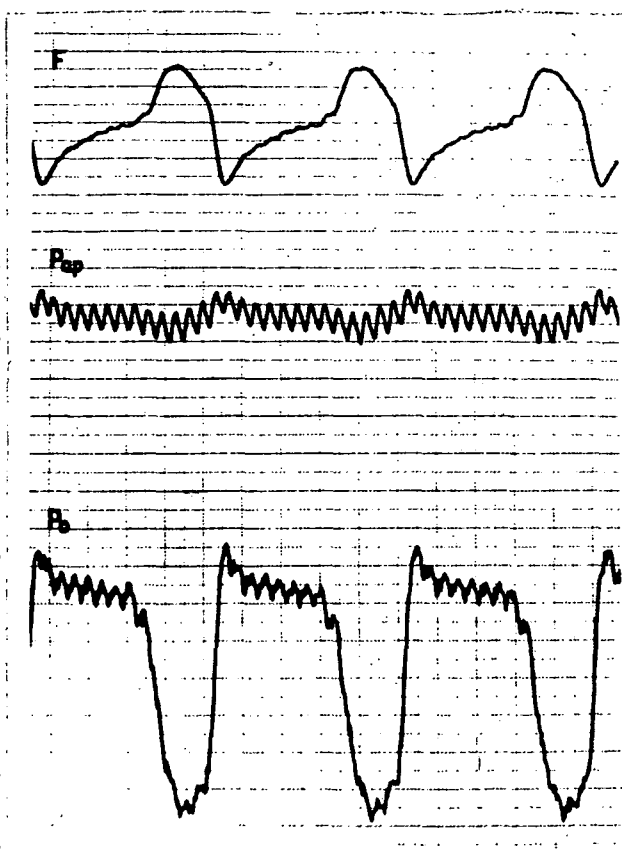
Vizsgálataink is egy adott irányt képviselnek: a kisvérköri keringés légzésmechanikai szerepének tisztázását. Jelen előadásunkban ismertetett módszerek segítségével reméljük, hogy a két rendszer néhány, egymás működésében megnyilvánuló jelensége szeparálhatóbba válik és az ezt követő kvalitatív analízis felvethet érdekes fiziológiai részletkérdéseket. Konkrétabban fogalmazva: megkísérelünk kimutatni és leválasztani néhány keringési paraméterben tükröződő légzésmechanikai eredetű komponens, illetőleg a légzésmechanikai mennyiségekben feltételezett keringés-eredetű változásokat.

A légzés és kisvérköri keringés kölcsönhatásának lehetősége ismert anatómiai és fizikai viszonyokon alapszik. A részben párhuzamos felépítettség, az egymásbaágyazottság és az egymásmellettiesség messzemenően lehetővé teszi a két rendszerben létrejövő nyomásingadozások és térfogatváltozások egymásrahatását, ill. áttevődését. Külö-

nösen a nyomásjeleken érvényesülhetnek ezek a hatások, mivel a légzési és kisvérköri nyomások - különösen kóros esetekben - közel azonos nagyságúak.

Vizsgálataink végső célja a humán légzésfunkciós paraméterekben tükröződő történések elemzése, de ehhez először könnyebben ellenőrizhető, irányítható és a frekvenciaviszonyok tekintetében lényegesen kedvezőbb állatkísérletekben kívántunk tapasztalatokat szerezni. A továbbiakban állatkísérletes, valamint adatrögzítési és feldolgozási módszereinket és első tapasztalatainkat ismertetjük.

Altatott macskán végzett kísérletekben regisztráltuk a differenciálmánometriásan mért pneumatogramot (Medicor SP 11), az arteria pulmonalis nyomását Statham elektromanométer (P23Db) segítségével, valamint az interpleuralis nyomást a humán kísérleteknél alkalmazott oesophagus-ballon technikával (Statham P23Db). A mért mennyiségek rögzítésére azt az A/D konverziós és mágneses adatrögzítési rendszert alkalmaztuk, amelyet a kollokviumon - humán légzésfunkciós vizsgálatok kapcsán - már ismertettünk (Hantos Z. és mtsai: Légzésmechanikai jelek számítógépes feldolgozása). A mintavételezés 25 msec-onként történt, a feldolgozás első fázisai is azonosak voltak a humán adatok feldolgozásáéval (a felvétel folyamatos kinyomtatása, illetve kirajzolása, az áramlás nullátmenetei alapján történő lég-



1. ábra

zési periódusokra bontás). Eltérés volt abban, hogy - szobalevegőből történő légzés miatt - más-más koefficienssel vettük figyelembe a belégzési és kilégzési áramlásértékeket (a be- és kilégzési volumen egyezése kedvéért), továbbá abban, hogy az oesophagus-nyomás mellett annak közelítően leválasztott viszkózus komponensét, valamint a pulmonalis arteriás nyomás és az oesophagus-nyomás különbségét is tároltuk.

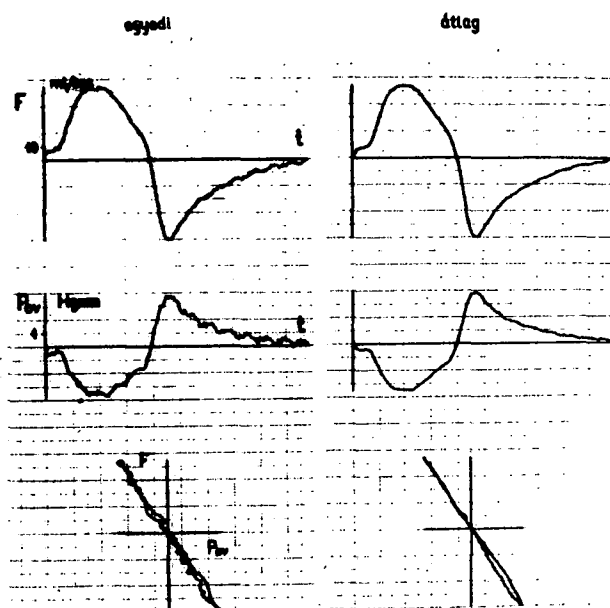
Már az elsődleges (regisztrált) mennyiségek görbéin (ld. 1. ábra) is jól látható a bevezetőben említett kölcsönhatás, azaz az oesophagus-nyomáson, valamint - bár kisebb mértékben - a pneumotachogramon jelenlévő szivszinkron komponens, ugyanakkor pedig az arteria pulmonalis nyomása kifejezett légzésszinkron ingadozást mutat. A légzés és vérnyomásingadozás frekvenciája meglehetősen különbözik, egy-egy légzési periódusra 13-14 pulzushullám esik.

Kiindulásként feltesszük, hogy bármelyik mért  $\varphi_i(t)$  mennyiség úgy áll össze, hogy egy  $T$  periódusu  $F_i(t)$  alapjelre egy  $\tau$  periódusu, modulált  $f(t)$  jel rakódik, a modulációt pedig szintén  $T$  periódusu  $A_i(t)$  függvény jelenti.

$$\varphi_i(t) = F_i(t) + A_i(t) f(t)$$

Amennyiben veszünk  $N$  darab  $\varphi_i(t)$  periódust, melyeknél a  $T$  periódusu gyorsabb komponens belépési fázisa a  $T$  periódus elején a  $0 \leq t \leq T$  intervallumban egyenletes eloszlású, és az azonos időpontbeli mintákat átlagoljuk, megkapjuk az  $F(t)$  alapjelet, valamint ráarakódva az  $f(t)$  jel -  $N$ -től függően közelítő pontosságú integrálközepének és az  $A(t)$  moduláló függvénynek szorzatát. Az eljárás lényegében változatlan  $F_i(t)$  alapjeleket (steady-state) tételez fel, amely sajnos csak rövid regisztrálási intervallum esetén teljesül, még altatott állat esetén is. A gyakorlatban ezért csak néhány - 3-8 - görbe átlagolása lehetséges, igen körültekintő belépési fázis-vizsgálat után. Az eredményül kapott átlaggörbék ennél fogva korántsem mentesek a néhányszor  $1/\tau$  frekvenciájú szuperpozícióktól, bár ezek kis amplitudójúak. Továbbá egyéb feltételek teljesülésének itt nem részletezett hiánya is  $n/\tau$  frekvenciájú mara-

dék-komponenseket eredményez, így a tökéletesen sima átlaggörbék konstrukciója meglehetősen illuzórikus. Mivel azonban a mintavételi és kvantálási szisztémánk is jelentős hibákat hoz be a  $\tau$  periódusidejű szuperpozíciók rekonstruálásánál, nagy pontossági követelményeket nem támaszthatunk. A fenti nehézségek ellenére a nyert átlaggörbéink elegendően "simák" ahhoz, hogy a légzési alapjelenségek vizsgálatára viszonylag zavarmentesen rendelkezésre álljanak.



2. ábra

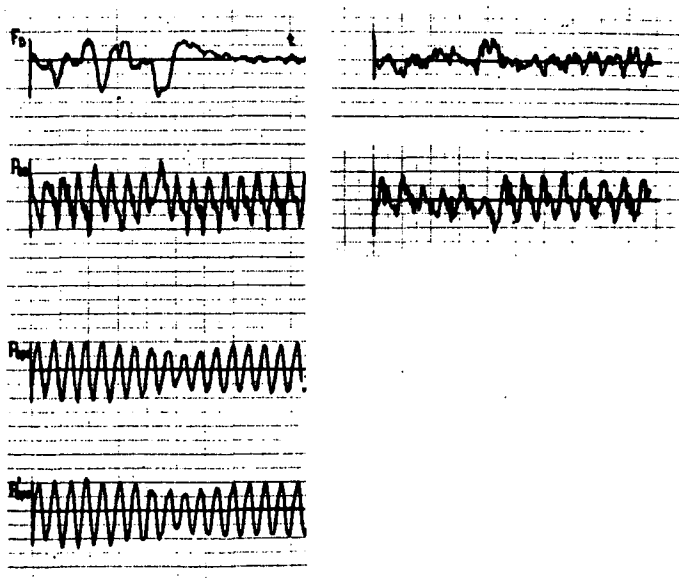
A 2. ábra ó periódus átlagát mutatja, a pneumotachogram, az oesophagus-nyomás "viszkózus" komponense és a transzpulmonális viszkózus rezisztencia-hurok esetén, a baloldali oszlopban egy egyedi periódus mennyiségét tüntetve fel.

A 3. ábra szintén egy egyedi periódus görbéit, valamint 3 periódus átlaggörbéit ábrázolja. A volumen és a pneumotachogram alatt itt a viszkózus és elasztikus komponenseket egyaránt tartalmazó oesophagus-nyomáslát-

ható. Az arteria pulmonalis hagyományos módon (a jobb pitvar magasságában a mellkason kívül mért referencianyomással) regisztrált görbéje alatt az arteria pulmonalis transmuralis nyomás helyezkedik el. Ez utóbbi az intravasalis és az interpleurális nyomás különbségét jelenti, értékét pedig kísérleti anyagunknál a hagyományosan mért pulmonalis nyomás és az oesophagus-nyomás különbségeként kapjuk. Látható, hogy az arteria pulmonalis középnyomásának légzésszinkron változása egészen más jellegű, ha értékét a környezeti nyomáshoz viszonyítjuk.



3. ábra



4. ábra

A 4. ábra baloldali oszlopában az előző ábra egyedi és periódusainak különbséggörbéit mutatjuk be, az alaphörbék léptékének ötszörösével. A pneumotachogram különbséggörbéje itt inkább alapjelbeli alakvariációkra utal, mintsem szívszinkron komponensek jelenlétére. E felvétel azonban a macska erősen véreztetett állapotában készült, szemben a jobb oldali oszlop két - kontroll állapotban felvett - regisztrátumával, ahol viszont jól megfigyelhető fázisazonosság van az oesophagus-nyomás fordított előjelű - légzési hajtónyomásként értelmezett - szívszinkron ingadozásával. Ez egyben bizonyíték arra, hogy az oesophagus-nyomás szívszinkron komponense - eltekintve az oesophagus szív általi ütögetésből eredő tűskeszerű jelektől - nem zaj-jellegű, hanem a légzési hajtónyomás egy összetevője. Figyelemreméltó, hogy a szívszinkron szuperpozíciók amplitúdója a belégzési fázisban kisebb, mint kilégzésben. Véreztetett állapotban e különbség kevésbé észlelhető.

Az oesophagus- és az arteria pulmonalis nyomás különbséggörbéi között meglepő módon majdnem fázisellentétesség látható. Ennek magyarázatára kellően megalapozott hipotéziseink nincsenek.

Mindkét módon értelmezett arteria pulmonalis nyomás különbséggörbéin jól megfigyelhető a légzési periódus szerinti változás.

A különbségi görbék amplitudóváltozásai érdekes problémákat vetnek fel és további vizsgálatokat igényelnek, ennek során szükségesnek látszik egyéb mennyiségek - elsősorban a pulmonalis véráramlás - regisztrálása és az analízisbe bevonása, ezt követően pedig a moduláló jelek megkeresése, leírása és a légzésmechanikai, valamint légzésszinkron keringési változókkal való összefüggéseik vizsgálata. Segítséget nyújthatnak azon megfigyeléseink, hogy a jelek szuperponálódásai pharmacologiai uton, a vértérfogat változtatásával és externalis stenosis alkalmazásával erősen befolyásolhatók.

Kossuth Lajos Tudományegyetem és Debreceni Orvostudományi  
Egyetem

Eloszlásfüggvények "relatív növekményéről" és ennek orvostu-  
dományi alkalmazásairól

Szabó Zoltán

Az élőlények, így az ember élete és fiziológiai fejlődése során a növekedési folyamatoknak alapvető szerepük van. Nincs olyan orvosi diszciplína, melyben ne bukkannánk igen sok növekedési processzusra. Megemlítek néhány triviális példát:

- gyermekek, méhen belüli magzatok súlygyarapodása,
- emberek és mikroorganizmusok longitudinális, ill. térfogati növekedése,
- tumorok időbeli növekedése,
- tejfogak, ill. maradó fogak számának gyarapodása,
- a caries kumulációja fogakon a posteruptív korban,
- kezeletlen bőrgombák terjedése,
- emberi szem myopiájának időbeli növekedése,
- emberi hallás leromlásának folyamata (pl. öregedés következtében),
- idegrendszer változása a korral (tanulás, reflexek, agysejtek számának csökkenése, ...),
- elhízási folyamat,
- leukémiás beteg vérképének időbeli alakulása, stb.

Az említett esetekben (bizonyos értelemben korlátos) növekedési folyamatokról van szó. Az ilyen típusú folyamatok matematikai leírására általában valószínűségi eloszlásfüggvényeket használunk.

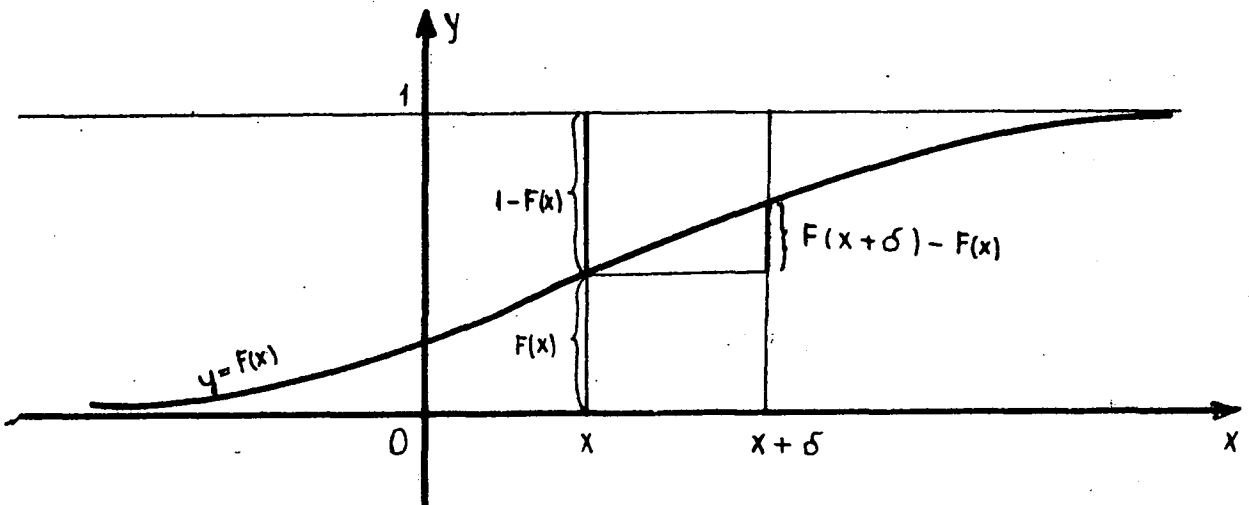
A konkrét növekedési folyamatot adekvát módon tükröző matematikai modell kiválasztása legtöbbször nehéz és felelősségteljes feladat, hiszen a modell gépi és matematikai elemzése útján levont

következtetéseket befolyásolhatják a modell speciális (esetleg ismeretlen) tulajdonságai is. Jelen dolgozatban az eloszlásfüggvényeknek a modell-választás szempontjából fontos (jóllehet eddig meglehetősen figyelmen kívül hagyott) jellemzőjét, ún. "relatív növekményét" vizsgáljuk.

Minden  $F(x)$  eloszlásfüggvényhez (későbbiekben  $EF$ ) hozzárendeljük "relatív növekmény-függvényét" (későbbiekben  $RNF$ ) a következőképpen:

$$h_F(x) = \frac{F(x + \delta) - F(x)}{1 - F(x)}, \quad /1/$$

ahol  $0 \leq F(x) < 1$ , és  $\delta > 0$  rögzített valós szám (3). Amennyiben az  $F(x)$  függvény növekedési folyamatot ír le, akkor  $h_F(x)$  jelentheti az  $I = [x, x + \delta]$  időintervallumban mért növekedésnek az  $I$  időszak kezdetén még hátralévő növekedéshez viszonyított arányát, azaz a növekedés relatív változását  $I$ -ben (ld. 1. ábra).



1. ábra



Mint a fentebb említett példákból is kitűnik, a növekedési és az elhalálozási folyamatok tulajdonképpen egymáshoz rendkívül közelálló, rokon fogalmak. Az  $F(x)$  EF-t tehát egy populáció elhalálozási folyamatgörbéjének is tekinthető. Ebben az esetben a  $h_F(x)$  RNF jelenti az 1 időszakban exitált egyedeknek az időszak kezdetén még életben lévő egyedek számához viszonyított arányát, azaz az elhalálozás relatív változását 1-ben.

A növekedési modellek konstrukciójában alapvető szerepet játszik a megfelelő RNF növekvő (ill. csökkenő) tendenciája. Vizsgáljuk meg tehát  $h_F(x) \neq h(x)$  / monotonitását. A  $h(x)$  függvény felírható

$$1 - \frac{R(x + \delta)}{R(x)}$$

alakban is, ahol  $R(x) = 1 - F(x) \neq 0$ . A RNF pontosan akkor szigorúan monoton növekvő, ha

$$\frac{R(x + \delta)}{R(x)} > \frac{R(x + 2\delta)}{R(x + \delta)},$$

azaz

$$R^2(x + \delta) > R(x) R(x + 2\delta),$$

azaz

$$\log R(x + \delta) > \frac{1}{2} \cdot [\log R(x) + \log R(x + 2\delta)].$$

Tehát

$R(x)$  logaritmikusan konkáv függvény,

így

$$[\log R(x)]'' < 0,$$

azaz

$$\frac{R(x) R''(x) - R'^2(x)}{R^2(x)} < 0; \quad (R(x) \neq 0).$$

Következésképpen  $h(x)$  akkor és csak akkor szigorúan monoton növekvő függvény, ha

$$R(x) \cdot R''(x) < R'^2(x),$$

azaz ha 
$$[1 - F(x)] \cdot [-F''(x)] < F'^2(x).$$

Ezzel bizonyítottuk, hogy igaz a

Lemma:

Az  $F(x) < 1$  kétszer differenciálható eloszlásfüggvényhez rendelt

$$h_F(x) = \frac{F(x + \delta) - F(x)}{1 - F(x)} \quad (\delta > 0, \text{ fix})$$

"relatív növekmény" szigorúan monoton <sup>növekvő</sup> (csökkenő) voltaához elegendő és szükséges az alábbi két egyenlőtlenség bármelyikének a teljesülése:

$$\left( \log [1 - F(x)] \right)' < 0 \quad /2/$$

/ > /

$$[1 - F(x)] \cdot [-F''(x)] < F'^2(x) \cdot (\text{ld. (1)}) \quad /3/$$

/ > /

A későbbiek során gyakran felhasználjuk ezt a lemmát, s ennek kapcsán szükségünk lesz a

$$\Psi(x) \stackrel{\text{def}}{=} \frac{[1 - F(x)] \cdot [-F''(x)]}{F'^2(x)} \quad /4/$$

$$(F'(x) \neq 0)$$

függvény-jelölésre. A lemma /3/ állítása (pl. növekvő RNF esetén) azt jelenti, hogy

$$\Psi(x) < 1. \quad /5/$$

Az

$$\left. \begin{array}{l} \text{egyenletes eloszláshoz és bármely} \\ \text{alulról konvex EF-ívhez} \end{array} \right\} \quad /6/$$

(elég kicsi  $\delta$  esetén) szigorúan monoton növekvő RNF tartozik, hiszen a kapcsolatos  $\Psi(x)$  függvény nem pozitív.

Az

$$F(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}; \quad -\infty < x < \infty \quad /7/$$

logisztikus eloszlás esetén

$$\Psi(x) = 1 - e^{-x} < 1,$$

így a RNF szintén (szlg.mon.) növekvő. Hasonló módszerrel könnyen belátható, hogy az

$$\begin{cases} F(x) = \sin x, & 0 \leq x \leq \frac{\pi}{2}; \\ F(x) = 2 - \operatorname{ch} x, & \ln(2 - \sqrt{3}) \leq x \leq 0; \\ F(x) = \ln x, & 1 \leq x \leq e \end{cases} /8/$$

EF-ek mindegyikéhez növekvő  $h(x)$  tartozik (5). A /9/ normális eloszlás RNF-ének növekvő volta már nehezebben bizonyítható. (Ld. (1).)

Tekintsük most az

$$F(x) = 1 - \frac{1}{x^k}, \quad 1 \leq x < \infty \quad /10/$$

EF-t, ahol  $k \geq 1$  valós szám. Mivel most

$$\Psi(x) = 1 + \frac{1}{x^k} > 1,$$

a lemma alapján  $h(x)$  szig.mon. csökkenő függvény (5).

Az

$$F(x) = 1 - e^{-\lambda(x-a)}, \quad a \leq x < \infty \quad (\lambda > 0) \quad /11/$$

exponenciális eloszlás esetén  $\Psi(x) \equiv 1$ , így a lemma alapján  $h(x) = \text{const.}$

Érdekes, hogy az exponenciális eloszláson kívül egyetlen EF sem rendelkezik ezzel a tulajdonsággal. Tekintsük ugyanis a  $\Psi(x) \equiv 1$ , azaz a lemma alapján ezzel ekvivalens

$$\left( \ln [1 - F(x)] \right)' = 0; \quad -\infty < x < \infty$$

relációt. Innen a

$$\ln [1 - F(x)] = A \cdot (x - B),$$

azaz

$$F(x) = 1 - e^{A(x-B)}$$

egyenlőséget kapjuk.  $F(x)$  csak akkor lehet EF, ha

$$A = -\lambda < 0, \quad \text{és} \quad x \geq B.$$

Tehát az exponenciális EF-nek valóban karakterisztikus tulajdonsága a RNF konstans volta.

Az eddig vizsgált EF-ekhez vagy növekvő, vagy csökkenő, vagy pedig konstans értékű RNF tartozott.

Megmutatjuk, hogy az

$$F(x) = 1 - e^{-\lambda x^\alpha}, \quad 0 < x < \infty \quad (\lambda > 0, \alpha > 0) \quad /12/$$

alaku (un. Weibull-) eloszlások családja - mely egyébként az exponenciális eloszlás egyik általánosításának tekinthető - mindhárom fajta RNF-el rendelkezik (az  $\alpha$  paraméter értékétől függően). Mivel

$$F'(x) = \lambda \alpha \cdot x^{\alpha-1} e^{-\lambda x^{\alpha}}$$

és 
$$F''(x) = \left[ \lambda \alpha \cdot x^{\alpha-2} (\alpha-1) - \lambda \alpha \cdot x^{\alpha} \right] e^{-\lambda x^{\alpha}},$$

azért 
$$\Psi(x) = 1 + \frac{1-\alpha}{\lambda \alpha \cdot x^{\alpha}}.$$
 Mivel  $x$  pozitív, a

lemma alapján fennállnak az alábbi implikációk:

$$\alpha < 1 \iff \Psi(x) > 1 \iff h(x) \text{ csökkenő fv.}$$

$$\alpha = 1 \iff \Psi(x) = 1 \iff h(x) \text{ konstans fv.}$$

$$\alpha > 1 \iff \Psi(x) < 1 \iff h(x) \text{ növekvő fv.}$$

( $\alpha = 1$  esetben az exponenciális eloszlásról van szó.)

A következőkben olyan EF-eket mutatunk be, melyek mindegyike növekvő és csökkenő RNF-ivекkel rendelkezik egyidejűleg.

Tekintsük először az

$$F(x) = \max \left\{ 1+c \cdot \left[ -\frac{1}{2} + \frac{1}{\pi} \arctg x \right], 0 \right\}, \quad /13/$$

$$(a > 0, c \geq 1)$$

alakú EF-t, mely a Cauchy-eloszlás egyik általánosításának is tekinthető ( $c = 1$  esetben kapjuk a Cauchy-eloszlást). A zérustól különböző EF-értékek esetében most

$$\Psi(x) = 2\pi x \cdot \left[ \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctg x \right].$$

Bebizonyítjuk, hogy

$$\Psi(x) < 1, \quad x \in (-\infty, x_0) \quad \text{és} \quad \Psi(x) > 1, \quad x \in (x_0, \infty).$$

valamely valós  $x_0$  érték mellett, azaz a /13/ EF RNF-e a  $(-\infty, x_0)$  intervallumban növekszik, az  $x_0$  pontban kulminál, és az  $(x_0, \infty)$  intervallumban csökken (v.ö. (1).)

Elegendő belátnunk, hogy  $\lim_{x \rightarrow \infty} \Psi(x) > 1$  és  $\Psi$  konkáv függvény. Első állításunk igaz, hiszen a L'Hospital-tétel alapján

$$\lim_{x \rightarrow \infty} \Psi(x) = \lim_{x \rightarrow \infty} \frac{2\pi \cdot \left( \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctg x \right)}{1/x} = \lim_{x \rightarrow \infty} \frac{2x^2}{1+x^2} = 2$$

(Megjegyezzük, hogy  $\lim_{x \rightarrow -\infty} \Psi(x) = -\infty$ .) A  $\Psi(x)$  konkáv-

tását pedig a

$$\Psi''(x) = \frac{-4}{(1+x^2)^2} < 0$$

reláció biztosítja. A fentiekből az is következik, hogy  $\Psi(x)$  szigorúan monoton növekszik. A  $\Psi(x) = 1$  egyenlet megoldása - mint az gépi számolással adódik -  $x_0 = 0,4289762\dots$

$$\text{Az} \quad F(x) = \sqrt{1-x^2}, \quad x \in (-1, 0) = 1 \quad /14/$$

EF-hez viszont - amint azt megmutatjuk - kezdetben csökkenő, s a minimum elérése után növekvő RNF tartozik. A megfelelő

$$\Psi(x) = \frac{1 - \sqrt{1-x^2}}{x^2 \sqrt{1-x^2}}$$

függvénynek az  $x = -1$  pontban felvett jobboldali határértéke:

$$\lim_{x \rightarrow -1+0} \Psi(x) = \infty.$$

Ha sikerül belátni, hogy a  $\Psi(x) = 1$  egyenletnek  $I$ -ben pontosan egy  $x_0$  megoldása van, akkor - a  $\Psi(x)$  függvény  $I$ -beli folytonossága miatt - következik, hogy  $h(x)$  a  $(-1, x_0)$  intervallumban csökkenő, és az  $(x_0, 0)$  intervallumban növekvő tulajdonságu.

Tekintsük tehát az

$$1 - \sqrt{1 - x^2} = x^2 \cdot \sqrt{1 - x^2},$$

azaz

$$\frac{1}{\sqrt{1 - x^2}} = 1 + x^2 \quad (x \in I)$$

egyenletet. Rendezés és egyszerűsítés után az

$$x^4 + x^2 - 1 = 0$$

egyenlethez juthatunk, ahonnan

$$x^2 = \frac{-1 \pm \sqrt{5}}{2}.$$

Az  $I$  szakaszba eső (egyetlen) megoldás:

$$x_0 = - \sqrt{\frac{\sqrt{5} - 1}{2}} \approx -0,7861514.$$

Tehát a /14/ EF RNF-e a  $(-1, x_0)$  szakaszban csökken, s az  $(x_0, 0)$  szakaszban növekszik (5).

Könnyen belátható, hogy az

$$F(x) = \sqrt{x}, \quad 0 < x < 1 \quad /15/$$

EF RNF-e is csökkenő  $\left[ x \in \left( 0, \frac{1}{4} \right) \right]$ , majd növekvő  $\left[ x \in \left( \frac{1}{4}, 1 \right) \right]$  tulajdonságu (5).

Az eddigiekben láttuk, hogy növekvő RNF-el rendelkeznek a /6/ - /9/ EF-ek, csökkenő RNF-el bír a /10/ eloszlás, és csak az exponenciális eloszlásnak van állandó értékű relatív növekménye. A Weibull-eloszlások esetén mindhárom fajta RNF megtalálható.

A /13/ EF RNF-e növekvő-csökkenő, s a /14/, /15/ eloszlások relatív növekményei csökkenő-növekvő tendenciájúak.

Itt felmerülhet a kérdés, vajon remélhetjük-e, hogy az EF-ek klasszifikálhatók legyenek a RNF-ek fent említett öt monotonitási tulajdonsága alapján.

Erre a kérdésre nemleges a válasz. Könnyű belátni ugyanis, hogy bármilyen, véges számú extrémummal, illetve szomszédos intervallumonként váltakozó monotonitási tulajdonságokkal rendelkező RNF-hez konstruálható olyan EF, melyhez az adott tulajdonságu RNF tartozik. A konstrukció úgy történik, hogy az (ötféle RNF-hez tartozó) EF-eket az abszcissa tengely mentén végrehajtott zsugorítás (nyújtás) és transláció segítségével egyszerűen egymás mellé helyezzük úgy, hogy első rendben illeszkedjenek. (Ezek a transzformációk nem változtatják meg a RNF monotonitási jellegét.) Az  $F_2(x)$  EF-t tehát úgy illesztjük jobbról az  $F_1(x)$ -hez egy rögzített  $x_0$  pontban, hogy ott nemcsak az EF-értékek, hanem érintőjük is megegyezzen:

$$F_1^{(i)}(x_0) = F_2^{(i)}(x_0), \quad i = 0, 1.$$

Technikailag úgy járunk el, hogy e két egyenletből határozzuk meg az  $F_2(x)$  függvény két transzformációs paraméterét. Az így kapott új EF is differenciálható lesz az illeszkedési pontokban.



Nyitott kérdés azonban az, vajon a kétszer (esetleg folytonosan) deriválható, egy csucsu EF-ek osztályozhatók-e relatív növekményeik monotonitási tulajdonsága alapján. (Több csuccsal rendelkező eloszlásoknál hasonló kérdésre nemleges a válasz, hiszen ilyen EF-eknek legalább két - egymástól konkáv ívekkel elválasztott - konvex ívük van, s a kapcsolatos RNF-ek konvex íveknél növekvőek.)

Amennyiben növekedési (ill. elhalálozási) folyamat matematikai modellezésére eloszlásfüggvényt kívánunk felhasználni, az EF típusának kiválasztásánál feltétlenül szem előtt kell tartanunk (a "hagyományos" szempontokon túlmenőleg) a valószínűségi folyamat és az EF relatív növekményének azonos tendenciáját. (Itt "hagyományos" szempontokon pl. megfigyelési eredmények és EF-ek bizonyos értelemben legjobb illesztését, a megfigyelt folyamat már matematikailag tisztázott vonatkozásaínek figyelembe vételét, stb. érjük.)

A matematikai vizsgálatokból például kitűnik, hogy konstans relatív növekménnyel bíró folyamat leírására csak az exponenciális eloszlás alkalmas.

A caries epidemiológiájával foglalkozó stomatológusok kimutatták, hogy az emberi fogak (mind a tej-, mind a maradó fogak) caries-esendősége (vagy ami ugyanaz, a cumulatív caries praevaletia görbe RNF-e) az áttörést követően kezdetben növekszik, majd - foganként különböző életkorban elért kulmináció után - csökken.

Világos, hogy az eddig előszeretettel használt exponenciális és normális EF-modellek helyett célszerűbb a /13/ transzformált Cauchy-moddellel dolgozni. Statisztikai nagymintán elvégzett számítógépi modellezések, valamint a számított RNF-kulmináció stomatológiai interpretálása nagymértékben alátámasztják okfejtéseinket, elképzeléseinket (1), (4).

Magzatok méhen belüli fejlődésével, súlygyarapodásával (2) kapcsolatos növekedési folyamat relatív növekménye kvázi növekvő tendenciát mutat a 23. terhességi hetet követően:

<u>Terhességi hét</u>	<u>Átlagsúly (g)</u>	<u>Relatív növekedés /%/</u>
24	875	2.08
25	928	1.89
26	975	2.74
27	1042	6.73
28	1202	6.77
29	1352	7.55
30	1508	8.11
31	1663	10.93
32	1855	11.51
33	2035	16.26
34	2260	18.29
35	2472	23.55
36	2695	28.18
37	2899	28.65
38	3048	37.20
39	3186	42.06
40	3284	51.85
41	3354	100.00
42	3419	

2. ábra

Következésképpen a /6/-/9/ EF-ek bármelyike alkalmas (a RNF szempontjából) eme súlygyarapodási folyamat leírására. (A kiválasztott EF értelmezési tartományát - ha szükséges -  $ax + b$  alakú transzformációval a vizsgált terhességi kor-tartományba visszük.)

Irodalom

- (1) Adler, P., Szabó, Z.: Die Analyse von drei Verteilungsfunktionen zur Beschreibung des kumulativen Kariesbefalles im Spiegel des "relativen Karieszuwachses". Biometrische Zeitschrift 16: (1974), 3, 217-232.
- (2) Bazsó J., Vachter J. és Lányi I.: A normális human magzati súlynövekedés és variációi a 24-42. terhességi hetekben. Magyar Nőorvosok Lapja 31: (1968) 405-411.
- (3) Porter, D.R., Dudman, J.A.: Assessment of caries increments I. Constitution of the R.I.D. index. J. dent. Res. 39: 1056-1061.
- (4) Sobkowiak, E.M., Szabó, Z., Radtke, G., Adler, P.: Analysis of cumulative caries prevalence in primary molars. Comm. Dent. Oral Epidem. 1973. 1, 127-131.
- (5) Szabó, Z.: Über den "relativen Zuwachs" von Verteilungsfunktionen. Biometrische Zeitschrift (lektorálás alatt).



MVAE Elektronikus Számolóközpont

Nagyhosszúságú aminosavszekvenciák közötti analógiák vizsgálata  
számítógéppel

Farkas András

Az alábbiakban nagyhosszúságú aminosavszekvenciák közötti speciális analógia meghatározásával foglalkozunk.

A probléma a MTA SZBK Biokémiai Intézete Enzimológiai Részlegénél végzett fehérjeszerkezet-vizsgálatok kapcsán merült fel. Biokémiai megfogalmazása Dévényi Tibortól származik.

A probléma a következő: adott két vagy több aminosavszekvencia, keressük azt a leghosszabb elméleti aminosavszekvenciát, amelynek elemeit mindegyik adott aminosavszekvencia tartalmazza mégpedig, ugyanabban a sorrendben, mint amilyen sorrendben az elméleti aminosavszekvenciában szerepelnek.

Az aminosavszekvenciák közötti speciális analógiát az ilyen elméleti aminosavszekvencia létezése jelenti. A probléma matematikai megfogalmazása két adott szekvencia esetén a következő:

Adottak az  $\{a_i\} = a_1, a_2, \dots, a_i, \dots, a_n$

$\{b_i\} = b_1, b_2, \dots, b_i, \dots, b_m$  véges sorozatok.

A  $\{c_k\} = c_1, c_2, \dots, c_k, \dots, c_l \quad l \leq \min(n, m)$

sorozatot  $\{a_i\}$  és  $\{b_i\}$  közös részsorozatának nevezzük, ha van olyan

$a_{i_1}, a_{i_2}, \dots, a_{i_k}, \dots, a_{i_l}$  részsorozata  $\{a_i\}$ -nek,

továbbá van olyan

$b_{i_1}, b_{i_2}, \dots, b_{i_k}, \dots, b_{i_\ell}$  részsorozata  $\{b_i\}$ -nek,

hogy  $c_k = a_{i_k} = b_{i_k}$  minden  $1 \leq k \leq \ell$  esetén.

Feladat:  $\{a_i\}$  és  $\{b_i\}$  sorozatokhoz megadni a leghosszabb közös részsorozatot, tehát amelyre  $\ell$  maximális.

Két adott sorozathoz a leghosszabb közös részsorozat meghatározására szolgáló algoritmus a következő:

Egy  $(n+1) \times (m+1)$ -es mátrix (melynek sorait és oszlopait 0-tól sorszámozzuk)  $\lambda_{i,j}$  elemeit a következő módon értelmezzük:

1.) Legyen a 0. sor és 0. oszlop minden eleme 0:

$$\lambda_{0,j} = 0 \quad \lambda_{i,0} = 0 \\ 0 \leq j \leq m \quad 0 \leq i \leq n$$

2.) Értelmezzük a további elemeket pl. oszlopfolytonosan successzív:

$$\lambda_{i,j} = \begin{cases} 0 & \text{ha } a_i \neq b_j \\ \max_{\substack{0 \leq p < i \\ 0 \leq q < j}} (\lambda_{p,q}) + 1 & \text{ha } a_i = b_j \end{cases}$$

A maximális hosszúságú közös részsorozat, illetve részsorozatok a következő módon adódnak:

a maximális hosszúságú közös részsorozat hossza

$$\ell = \max_{\substack{1 \leq i \leq n \\ 1 \leq j \leq m}} (\lambda_{i,j})$$

1.) Az utolsó eleme:  $c_\ell = a_{i_\ell} = b_{j_\ell}$ , ahol  $i_\ell$  és  $j_\ell$  az  $\ell$ -el egyenlő  $\lambda_{i,j}$  értékek közül valamelyiknek az indexei:

$$\lambda_{i_\ell, j_\ell} \in \left\{ \lambda_{i,j} : \lambda_{i,j} = \ell \right\}.$$

2.) Ha a  $k$ . eleme  $c_k = a_{i_k} = b_{j_k}$ , akkor a  $k-1$ . eleme

$$c_{k-1} = a_{i_{k-1}} = b_{j_{k-1}}$$

ahol  $i_{k-1}$  és  $j_{k-1}$  a  $k-1$  értékkel egyenlő  $\lambda_{i,j}$  elemek közül valamelyik olyannak az indexei, amelyre  $i < i_k$  és  $j < j_k$  fennáll.

$$\lambda_{i_{k-1}, j_{k-1}} \in \left\{ \lambda_{i,j} : \lambda_{i,j} = k-1, \begin{array}{l} i < i_k, \\ j < j_k \end{array} \right\}$$

Az algoritmus az összes lehetséges megoldást szolgáltatja.

A módszer általánosítható 2 dimenzióról  $n$  dimenzióra, ilyenkor  $n$  darab sorozat közös részsorozatának meghatározására alkalmas. A módszer helyességére vonatkozó konstruktív bizonyítás triviális.

Példa. (ld. 234. old.)

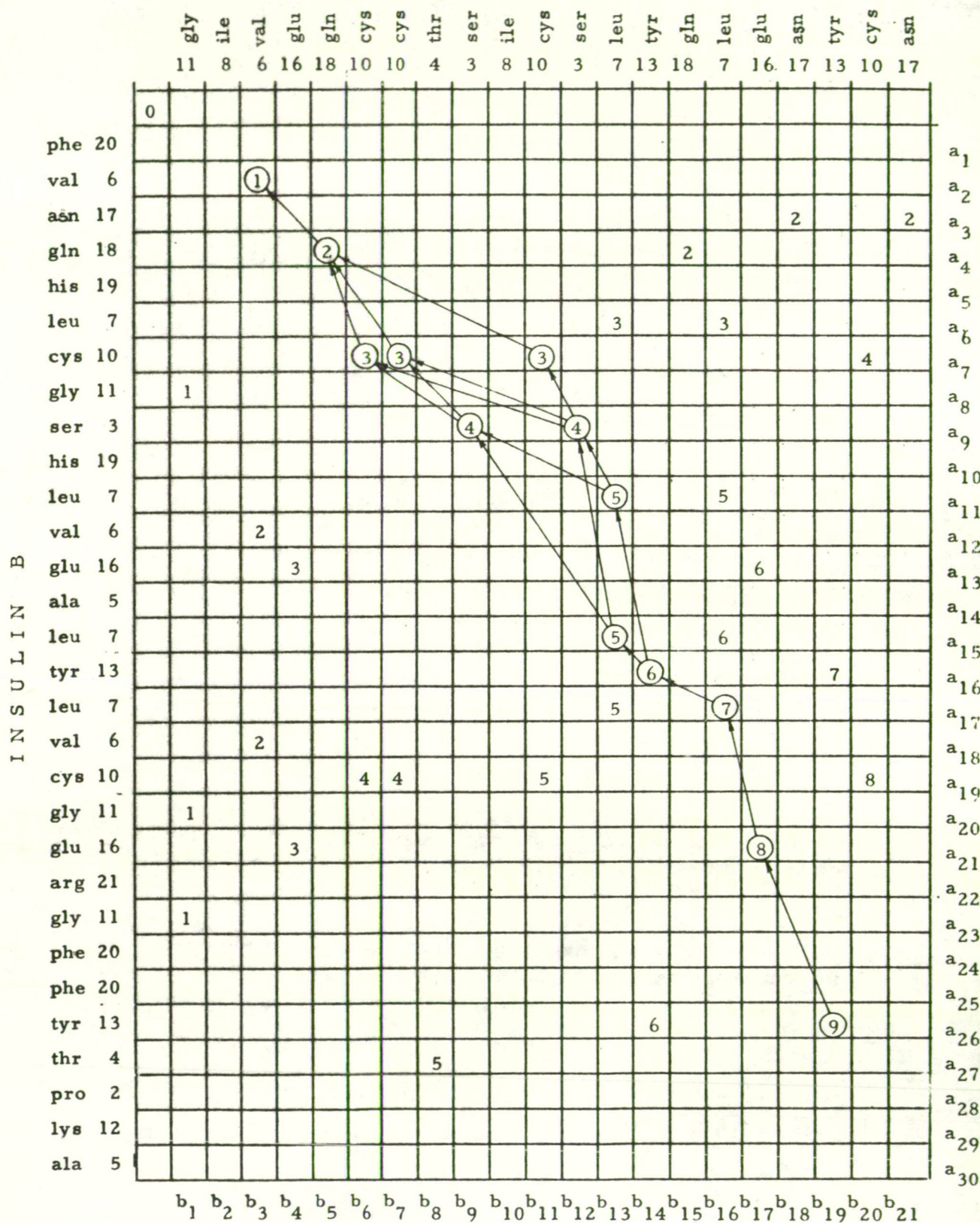
A módszert különböző nagyhosszusú aminosavszekvenciák leghosszabb közös részszekvenciájának meghatározására alkalmaztuk.

Itt a szarvasmarha májból származó 506 tagú glutaminsav dehidrogenáz, illetve a rák izomból származó 333 tagú gliceraldehid 3 foszfát dehidrogenáz aminosavszekvenciák esetén kapott eredményeinket ismertetjük.

A leghosszabb közös részszekvencia 151 tagunak adódott.

A következőkben ismertetjük a két aminosavszekvenciát és

# INSULIN A





1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
ALA	ASP	ARG	GLU	ASP	ASP	PRO	ASN	PHE	PHE	<u>LYS</u>	MET	VAL	GLU	<u>GLY</u>	PHE	<u>PHE</u>	ASP	ARG	<u>GLY</u>	ALA	SEN	<u>ILE</u>	VAL	GLU
26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
ASP	LYS	<u>LEU</u>	<u>VAL</u>	GLU	ASP	<u>LEU</u>	LYS	THR	ARG	GLN	THR	GLN	GLU	GLN	LYS	ARG	ASN	ARG	<u>VAL</u>	ARG	<u>GLY</u>	<u>ILE</u>	LEU	ARG
51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75
ALA	GLN	HIS	SEN	HIS	GLN	ARG	THR	<u>PRO</u>	CYS	LYS	GLY	GLY	<u>ILE</u>	ARG	<u>TYR</u>	SEN	THR	ASP	<u>VAL</u>	<u>SEN</u>	<u>VAL</u>	ASP	<u>GLU</u>	<u>VAL</u>
76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100
<u>LYS</u>	ALA	LEU	ALA	SEN	<u>LEU</u>	<u>MET</u>	THR	TYR	LYS	CYS	ALA	<u>VAL</u>	<u>VAL</u>	ASP	VAL	PRO	PHE	GLY	<u>GLY</u>	ALA	<u>LYS</u>	ALA	GLY	<u>VAL</u>
101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111	112	113	114	115	116	117	118	119	120	121	122	123	124	125
<u>LYS</u>	<u>ILE</u>	ASN	PRO	LYS	ASN	TYR	THR	ASP	GLU	ASP	<u>LEU</u>	<u>GLU</u>	LYS	<u>ILE</u>	THR	ARG	THR	ARG	<u>PHE</u>	MET	GLU	<u>LEU</u>	THR	THR
126	127	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143	144	145	146	147	148	149	150
ALA	MET	<u>GLU</u>	LEU	ALA	LYS	<u>LYS</u>	GLY	<u>PHE</u>	<u>ILE</u>	<u>GLY</u>	PRO	<u>GLY</u>	LEU	ASP	<u>VAL</u>	<u>PRO</u>	ALA	<u>PRO</u>	ASN	<u>MET</u>	SEN	THR	<u>GLY</u>	GLU
151	152	153	154	155	156	157	158	159	160	161	162	163	164	165	166	167	168	169	170	171	172	173	174	175
ARG	<u>GLU</u>	MET	<u>SEN</u>	TRP	<u>ILE</u>	ALA	<u>ASP</u>	THR	TYR	ALA	<u>SEN</u>	THR	<u>ILE</u>	GLY	HIS	TYR	ASP	<u>ILE</u>	ASN	ALA	HIS	ALA	CYS	<u>VAL</u>
176	177	178	179	180	181	182	183	184	185	186	187	188	189	190	191	192	193	194	195	196	197	198	199	200
THR	LYS	<u>PRO</u>	GLY	<u>ILE</u>	SEN	GLN	GLY	GLY	ILE	SEN	ALA	THR	GLY	ARG	<u>VAL</u>	<u>PHE</u>	GLY	ARG	<u>GLY</u>	<u>VAL</u>	<u>PHE</u>	GLY	HIS	<u>ILE</u>
201	202	203	204	205	206	207	208	209	210	211	212	213	214	215	216	217	218	219	220	221	222	223	224	225
<u>GLU</u>	ASN	<u>PHE</u>	<u>ILE</u>	GLU	ASN	ALA	SEN	TYR	MET	SEN	<u>ILE</u>	<u>LEU</u>	<u>GLY</u>	<u>MET</u>	THR	PRO	GLY	<u>PHE</u>	GLY	ASP	LYS	THR	<u>PHE</u>	ALA
226	227	228	229	230	231	232	233	234	235	236	237	238	239	240	241	242	243	244	245	246	247	248	249	250
<u>VAL</u>	<u>GLN</u>	GLY	<u>PHE</u>	GLY	ASN	<u>VAL</u>	<u>GLY</u>	LEU	HIS	<u>SEN</u>	MET	ARG	TYR	LEU	HIS	ARG	<u>PHE</u>	<u>GLY</u>	<u>ALA</u>	LYS	CYS	<u>VAL</u>	<u>ALA</u>	<u>VAL</u>
251	252	253	254	255	256	257	258	259	260	261	262	263	264	265	266	267	268	269	270	271	272	273	274	275
GLY	GLU	SEN	ASP	GLY	SEN	<u>ILE</u>	TRP	ASN	PRO	ASP	<u>PRO</u>	<u>ILE</u>	ASP	<u>PRO</u>	LYS	GLU	LEU	GLU	ASP	<u>PHE</u>	LYS	LEU	GLN	HIS
276	277	278	279	280	281	282	283	284	285	286	287	288	289	290	291	292	293	294	295	296	297	298	299	300
GLY	THR	<u>ILE</u>	LEU	<u>GLY</u>	<u>PHE</u>	<u>PRO</u>	LYS	ALA	<u>LYS</u>	<u>ILE</u>	TYR	GLU	GLY	SEN	<u>ILE</u>	LEU	GLU	<u>VAL</u>	ASP	<u>GLY</u>	ASP	<u>ILE</u>	LEU	<u>ILE</u>
301	302	303	304	305	306	307	308	309	310	311	312	313	314	315	316	317	318	319	320	321	322	323	324	325
PRO	ALA	ALA	SEN	GLU	<u>LYS</u>	GLN	<u>LEU</u>	THR	LYS	SEN	ASN	ALA	PRO	ARG	<u>VAL</u>	LYS	ALA	LYS	<u>ILE</u>	<u>ILE</u>	ALA	GLU	GLY	ALA
326	327	328	329	330	331	332	333	334	335	336	337	338	339	340	341	342	343	344	345	346	347	348	349	350
ASN	GLY	<u>PRO</u>	THR	<u>THR</u>	<u>PRO</u>	GLY	ALA	<u>ASP</u>	LYS	<u>ILE</u>	<u>PHE</u>	LEU	GLU	ARG	<u>ILE</u>	<u>ILE</u>	LYS	PRO	CYS	ASN	HIS	<u>VAL</u>	LEU	SEN
351	352	353	354	355	356	357	358	359	360	361	362	363	364	365	366	367	368	369	370	371	372	373	374	375
LEU	SEN	<u>PHE</u>	<u>PRO</u>	<u>ILE</u>	ARG	ARG	ASP	ASP	GLY	<u>SEN</u>	TRP	GLU	<u>VAL</u>	<u>ILE</u>	GLU	GLY	TYR	ARG	<u>ILE</u>	GLY	MET	<u>VAL</u>	<u>ILE</u>	<u>PRO</u>
376	377	378	379	380	381	382	383	384	385	386	387	388	389	390	391	392	393	394	395	396	397	398	399	400
<u>ASP</u>	LEU	TYR	<u>LEU</u>	ASN	ALA	GLY	GLY	<u>VAL</u>	<u>THR</u>	<u>VAL</u>	SEN	TYR	<u>PHE</u>	GLY	LEU	LYS	ASN	LEU	ASN	HIS	<u>VAL</u>	SEN	TYR	GLY
401	402	403	404	405	406	407	408	409	410	411	412	413	414	415	416	417	418	419	420	421	422	423	424	425
ARG	<u>LEU</u>	THR	<u>PHE</u>	<u>LYS</u>	TYR	<u>GLU</u>	ARG	ASP	<u>SEN</u>	ASN	TYR	HIS	LEU	LEU	<u>MET</u>	SEN	VAL	GLN	GLU	<u>SEN</u>	LEU	GLU	ARG	LYS
426	427	428	429	430	431	432	433	434	435	436	437	438	439	440	441	442	443	444	445	446	447	448	449	450
<u>PHE</u>	<u>GLY</u>	LYS	HIS	<u>GLY</u>	<u>GLY</u>	THR	<u>ILE</u>	PRO	<u>ILE</u>	<u>VAL</u>	PRO	<u>THR</u>	ALA	<u>GLU</u>	<u>PHE</u>	GLN	ASP	ARG	<u>ILE</u>	<u>SEN</u>	GLY	ALA	<u>SEN</u>	GLU
451	452	453	454	455	456	457	458	459	460	461	462	463	464	465	466	467	468	469	470	471	472	473	474	475
LYS	<u>ASP</u>	<u>ILE</u>	<u>VAL</u>	HIS	SEN	<u>GLY</u>	LEU	ALA	TYR	THR	MET	GLU	ARG	<u>SEN</u>	ALA	ARG	GLN	<u>ILE</u>	MET	ARG	THR	ALA	MET	<u>LYS</u>
476	477	478	479	480	481	482	483	484	485	486	487	488	489	490	491	492	493	494	495	496	497	498	499	500
TYR	ASN	LEU	<u>GLY</u>	LEU	ASP	<u>LEU</u>	ARG	THR	ALA	ALA	TYR	<u>VAL</u>	ASN	ALA	<u>ILE</u>	GLU	<u>LYS</u>	<u>VAL</u>	<u>PHE</u>	ARG	<u>VAL</u>	TYR	ASN	GLU
501	502	503	504	505	506																			
ALA	<u>GLY</u>	<u>VAL</u>	THR	<u>PHE</u>	THR																			

Glutaminsav dehidrogenáz.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
SER	<u>LYS</u>	ILE	GLY	ILE	ASP	<u>GLY</u>	<u>PHE</u>	<u>GLY</u>	ARG	<u>ILE</u>	GLY	ARG	<u>LEU</u>	<u>VAL</u>	<u>LEU</u>	<u>ARG</u>	ALA	ALA	LEU	SER	CYS	GLY	ALA	<u>GLN</u>
26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
<u>VAL</u>	<u>VAL</u>	<u>ALA</u>	VAL	ASN	ASP	<u>PRO</u>	<u>PHE</u>	<u>ILE</u>	ALA	LEU	GLU	TYR	MET	VAL	TYR	MET	<u>PHE</u>	LYS	<u>TYR</u>	<u>ASP</u>	<u>SER</u>	THR	HIS	GLY
51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75
<u>VAL</u>	<u>PHE</u>	LYS	GLY	<u>GLU</u>	<u>VAL</u>	<u>LYS</u>	<u>MET</u>	GLU	ASP	GLY	<u>ALA</u>	LEU	<u>VAL</u>	<u>VAL</u>	<u>ASP</u>	<u>GLY</u>	<u>LYS</u>	LYS	ILE	THR	<u>VAL</u>	<u>PHE</u>	ASN	GLU
76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100
MET	<u>LYS</u>	PRO	GLU	<u>ASN</u>	ILE	<u>PRO</u>	TRP	SER	<u>LYS</u>	ALA	GLY	ALA	<u>GLU</u>	TYR	<u>ILE</u>	VAL	GLU	SER	THR	GLY	VAL	<u>PHE</u>	THR	THR
101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111	112	113	114	115	116	117	118	119	120	121	122	123	124	125
ILE	<u>GLU</u>	<u>LYS</u>	ALA	SER	ALA	HIS	<u>PHE</u>	LYS	<u>GLY</u>	<u>GLY</u>	ALA	LYS	LYS	VAL	<u>VAL</u>	ILE	SER	ALA	<u>PRO</u>	SER	ALA	ASP	<u>ALA</u>	<u>PRO</u>
126	127	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143	144	145	146	147	148	149	150
<u>MET</u>	<u>PHE</u>	VAL	CYS	<u>GLY</u>	VAL	ASN	LEU	<u>GLU</u>	LYS	TYR	<u>SER</u>	LYS	<u>ASP</u>	MET	THR	VAL	VAL	SER	ASN	<u>ALA</u>	<u>SER</u>	CYS	THR	THR
151	152	153	154	155	156	157	158	159	160	161	162	163	164	165	166	167	168	169	170	171	172	173	174	175
<u>ASN</u>	<u>CYS</u>	LEU	ALA	<u>PRO</u>	VAL	<u>ALA</u>	LYS	<u>VAL</u>	LEU	HIS	GLU	ASN	<u>PHE</u>	GLU	<u>ILE</u>	VAL	GLU	<u>GLY</u>	LEU	<u>MET</u>	THR	THR	VAL	HIS
176	177	178	179	180	181	182	183	184	185	186	187	188	189	190	191	192	193	194	195	196	197	198	199	200
<u>ALA</u>	<u>VAL</u>	THR	ALA	THR	<u>GLN</u>	LYS	THR	<u>VAL</u>	ASP	<u>GLY</u>	PRO	<u>SER</u>	ALA	LYS	ASP	THR	<u>ARG</u>	GLY	GLY	<u>ARG</u>	<u>GLY</u>	<u>ALA</u>	<u>ALA</u>	<u>GLN</u>
201	202	203	204	205	206	207	208	209	210	211	212	213	214	215	216	217	218	219	220	221	222	223	224	225
<u>ASN</u>	ILE	<u>ILE</u>	<u>PRO</u>	SER	SER	THR	<u>GLY</u>	ALA	ALA	<u>LYS</u>	<u>ALA</u>	VAL	GLY	<u>LYS</u>	VAL	<u>ILE</u>	PRO	<u>GLU</u>	LEU	<u>ASP</u>	<u>GLY</u>	LYS	LEU	THR
226	227	228	229	230	231	232	233	234	235	236	237	238	239	240	241	242	243	244	245	246	247	248	249	250
GLY	MET	<u>ALA</u>	<u>PHE</u>	<u>ARG</u>	<u>VAL</u>	<u>PRO</u>	THR	<u>PRO</u>	<u>ASP</u>	<u>VAL</u>	<u>SER</u>	<u>VAL</u>	<u>VAL</u>	<u>ASP</u>	<u>LEU</u>	THR	<u>VAL</u>	<u>ARG</u>	<u>LEU</u>	GLY	<u>LYS</u>	<u>GLU</u>	CYS	<u>SER</u>
251	252	253	254	255	256	257	258	259	260	261	262	263	264	265	266	267	268	269	270	271	272	273	274	275
<u>TYR</u>	ASP	ASP	ILE	LYS	ALA	ALA	<u>MET</u>	LYS	THR	ALA	<u>SER</u>	<u>GLU</u>	<u>GLY</u>	PRO	LEU	GLN	<u>GLY</u>	<u>PHE</u>	LEU	<u>GLY</u>	TYR	THR	<u>GLU</u>	ASP
276	277	278	279	280	281	282	283	284	285	286	287	288	289	290	291	292	293	294	295	296	297	298	299	300
<u>ASP</u>	VAL	VAL	<u>SER</u>	<u>SER</u>	<u>ASP</u>	<u>PHE</u>	<u>ILE</u>	<u>GLY</u>	ASP	ASN	<u>ARG</u>	<u>SER</u>	<u>SER</u>	<u>ILE</u>	<u>PHE</u>	ASP	<u>ALA</u>	<u>LYS</u>	ALA	<u>GLY</u>	ILE	GLN	<u>LEU</u>	<u>SER</u>
301	302	303	304	305	306	307	308	309	310	311	312	313	314	315	316	317	318	319	320	321	322	323	324	325
LYS	THR	<u>PHE</u>	<u>VAL</u>	<u>LYS</u>	<u>VAL</u>	<u>VAL</u>	SER	TRP	<u>TYR</u>	ASP	<u>ASN</u>	<u>GLU</u>	<u>PHE</u>	<u>GLY</u>	TYR	SER	GLN	<u>ARG</u>	<u>VAL</u>	ILE	ASP	LEU	LEU	LYS
326	327	328	329	330	331	332	333																	
HIS	MET	GLN	LYS	VAL	ASP	SER	ALA																	

Gliceraldehyd 3 foszfát dehidrogenáz.

a megfelelő aminosavak aláhúzásával jelöljük azokat az aminosavakat, amelyek a leghosszabb közös részszekvenciába tartoznak.

A lehetséges megoldások közül egy "bal-alsó" megoldást választottunk.

Az eredményként adódó elméleti aminosavszekvenciát meg kell vizsgálnunk abból a szempontból, hogy hossza "kirívóan" nagy-e, azaz valószínűtlen esemény-e az, hogy a megvizsgált aminosavszekvenciákkal azonos hosszúságú és aminosavösszetételű, de véletlen aminosav-sorrendű szekvenciákban legalább az eredményben szereplő leghosszabb közös aminosav-szekvenciahossz adódik.

Ha valóban valószínűtlen esemény, akkor szükséges a "kirívó" hossz jelenségének biokémiai interpretációja.

A valószínűséget sztochasztikus szimulációval határozhatjuk meg, tekintettel arra, hogy a valószínűség explicit alakban való megadása problematikus.



Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola Természettudományi  
Tanszék

Dinamikus biológiai rendszerek stabilitásának elemzése és a mérési  
folyamat

Jólesz Ferenc és Szilágyi Miklós

Bevezetés

Az információelméleti és kibernetikai szemlélet egyik alapvető jellemzője, hogy mindig a lehetséges állapotok és információk egy egész sorozatát vizsgálja; mind a kiindulási adatok, mind a végső megállapítások a sorozatra, nem pedig annak egy individuális elemére vonatkoznak. Tehát a lehetőségeknek a ténylegesnél sokkal nagyobb sokaságát mérlegelik, majd pedig azt, hogy egy adott esetben miért jönnek létre sajátos megszorítások. Ez a szemlélet közös a kvantumelméletével, mivel az is jellemzője, hogy semmilyen információ, jel, azaz esemény nem mehet át egyik rendszerből a másikba anélkül, hogy a két rendszer között ne lenne kölcsönhatás. A kölcsönhatások általános elemzésére alkalmas a kvantumelmélet mérési szemlélete, amely a mérés fogalmát általában definiálja (Neumann 1932, Araki, Yanase 1960, Wigner 1962, Müller 1974).

A mérés olyan fogalmi rendszert nyújt, melynek elemei (események, kölcsönhatások, állapotok) pontosan definiáltak és összefüggésbe hozhatók. Általában az egyes konkrét jelenségek analógikus összehasonlítása mindig valamely tudományág szemléletmódjának és leírási módszereinek alkalmazását jelenti egy saját lényegét illetően még meg nem értett jelenségkör értelmezésére. Ez annyiban előnyös, amennyiben lehetővé teszi ez utóbbi jelenségkör első közelítésben való leírását. A döntő két mozzanat: az analógián alapuló modellalkotás és az egységes szemléletre való törekvés. Véleményünk szerint a kvantumelmélet mérési szemlélete olyan rend-

szerek vizsgálatához szolgáltathat egy lehetséges leírási módszert, amelyekben a kölcsönhatások komplexitása kiemelkedő és túl fontos is ahhoz, hogy el lehetne hanyagolni. Ilyen komplex rendszer az idegrendszer is. A mérési szemlélet alkalmazása a biológia ezen területén azért lehetséges, mert a környezetnek és az idegrendszernek, ill. az idegrendszer elemeinek kölcsönhatását általában mérésként lehet felfogni. A mérés nem kvantumelméleti jelentésű fogalmának alkalmazását neuronhálózatok elemzésére Lábos alkalmazta először (Lábos és mtsi. 1973, Lábos 1973). A kvantumelmélet mérési szemléletének segítségével - véleményünk szerint - az idegrendszer működésének elemzése teljesebbé válhat.

### Célkitűzések

Az idegrendszer kölcsönhatástípusait a kvantumelméleti felosztásnak megfelelően (Müller 1974) osztályozzuk, rámutatva, hogy a biológiából ismert strukturális (huzalozás) és funkcionális (küszöb alatti és feletti folyamatok) fogalmak e szemlélettel összeegyeztethetők. Elemezni fogjuk a neuronális mérési folyamat jellemzőit, kiemelve egy határozatlansági reláció típusú összefüggés jelentőségét az ingerek (elemi információk) leképezésében. A mérési elmélet alapján feltételezzük a neuronpopulációkkal történő mérés szükségszerűségét. Egyéb lehetőségeknek akárcsak vázlatos kifejtése is igen nagy területet igényelne, ezért jelen előadásban csak arra vállalkozhatunk, hogy összevessük a mérési elmélet és a dinamikus biológiai rendszerek elemzésének ma már klasszikusnak mondható Ashby-féle módszerét (Ashby 1954, 1972, Szilágyi, Tóth) és kiemeljük néhány közös vonásukat. Ashby ugyanis szintén a kölcsönhatások logikai rendszerét vizsgálja és részletesen elemzi az egyes részek közötti kölcsönhatások révén kialakuló stabil állapotokat. Két objektum kölcsönhatási egyensúlya viszont mérési folyamat (Marx 1971).

### A kölcsönhatások elemzése

Dinamikus rendszerek elemzése általában az állapotok megismerésén alapszik. Az állapot azonban mindig kölcsönhatás eredménye, és így egy rendszer állapotainak megismerése is csak köl-

csönhatások révén lehetséges. Ezért a megismerés és az elemzés alapvető fogalma a kölcsönhatás, és az állapotváltozással szemben a kölcsönhatási folyamat a dinamizmus kifejezője. Az állapotok és változásaik a konkrét kölcsönhatásokban és nem önmagukban jellemzik a rendszert és így a rendszer (egy biológiai rendszer is) valójában a különféle kölcsönhatások együttesének jelölésére szolgáló fogalom. Ennek megfelelően az idegrendszert, mint dinamikus rendszert, folyamatok és események rendszereként foghatjuk fel.

A továbbiakban megkíséreljük összefoglalni a kölcsönhatástípusokat, ill. összehasonlítani ezek szerepét az idegrendszer működésében. A rendszerezés a kvantumelmélet alapján történt, de feltételezésünk szerint egy másik (adott esetben biológiai) kölcsönhatási szinten is megnyilvánul ezen kölcsönhatástípusok általános szerepe is.

### 1. A típusu kölcsönhatások

A neuronok, mint önálló egységek, individuumoknak tekinthetők. Adott strukturális (alapvető) tulajdonságaikat az alkotórészek közötti kölcsönhatások biztosítják. Az ingerülettel kapcsolatos egyéb kölcsönhatások és az ezek során fellépő energiák nem képesek strukturájukat megváltoztatni. Az individualitás, az egyedi karakter biztosítékai az A típusu alapvető kölcsönhatások. Általában - a fizikai világkép fogalmkörében maradván - azt mondhatjuk, hogy valamennyi fizikai (anyagi) objektumnál létezik valamilyen belső kölcsönhatás, amely az adott objektum minden más típusu kölcsönhatásában mutatózó individualitását alapvetően meghatározza. Nyilvánvaló, hogy esetünkben egy jól körülhatárolt biológiai objektum alkotórészeinek kölcsönhatásáról van szó, melyek stabilitásuk révén az objektum individualitásának hordozói. A stabilitás elsősorban abban tükröződik, hogy az említett alkotórészek száma és minősége egy adott folyamaton (ingerület) belül állandó. Az általánosítás lényege az, hogy az ingerületi folyamatban szereplő kölcsönhatási energiák nem tudják megváltoztatni a neuronok alapvető minőségét. Ez nem jelenti azt, hogy állapotukat nem befolyásolják. Bár meghatározzák a jelleget (stabilitás), nem jelentenek egyben határozott állapotot is, mivel a neuron számtalan véletlen kölcsönhatásnak is ki van téve.

Az A típusu kölcsönhatások eleve meghatározzák az individuális objektum egyéb (külső) kölcsönhatásokban való részvételének lehetőségét, tehát korlátozzák azok spektrumát. A neuronális objektumok az A típusu kölcsönhatások által biztosított morfológiai és kémiai strukturájuknak megfelelően számos lehetséges huzalozásos és nem huzalozásos csatolásban szerepelhetnek más neuronális objektumokkal (axonok, dendritok és szinapszisok révén) és külső környezetükkel ("receptor" jellegű membránfelület). Az A típusu kölcsönhatások tehát stabilitásuk révén biztosítják az individuális objektum a rendszer egészével történő lehetséges csatolásainak spektrumát.

## 2. B típusu kölcsönhatások

A véletlen kölcsönhatások, lényegében az A típusu kölcsönhatások révén, többé-kevésbé elhatárolt (zárt) rendszernek a környezetével való kölcsönhatását (nyitottságát) testesítik meg. Az abszolút individuális állapot (abszolút stabilitás) ugyanis csak fikció, mert a neuronok állapotának alakításában a véletlen kölcsönhatások (háttér vagy zaj) is döntő szerepet játszanak. A neuronok aktuális környezetének állandó változása következtében a véletlen kölcsönhatások különböző konfigurációja képviseli az objektumnak a környezettel való kapcsolatát, ami a véletlen kölcsönhatás lényeges szerepéből kifolyóan a neuron állapotának permanens és folytonos változásához vezet.

Egy rendszer (és így egy neuronális objektum) állapotát egy állapotfüggvénnyel jellemezhetjük. A továbbiakban a kvantumelmélet állapotfogalmát használjuk (Marx 1971). Ennek értelmében mérés előtt az állapotfüggvény segítségével leírt rendszer kevert állapotban van (lehetséges állapotok sorozata), mérés révén viszont sajátállapotba jut (tényleges, meghatározott állapot). Az állapotfüggvény értelmezése a mérés előtt valószínűségi jellegű, a háttér (B típusu kölcsönhatások) folytonos ingadozása miatt nem határozható meg; kevert állapotban nem beszélhetünk mérési eredményről csak sajátállapotban. Ez egyben azt is jelenti, hogy az állapotfüggvény leírása csak a mérés révén megnyilvánuló sajátállapotok sorozata révén lehetséges. Állapotsorozattal jellemezhetünk egy rendszert akkor, amikor nem tudjuk meghatározni, azaz mérni, hogy ép-



pen milyen állapotban van, de nyomon akarjuk követni az összes lehetőségek következményeit. A sorozat nem a ténylegesen létező sorozat, hanem az, amely létezhet (Ashby 1972).

Az A és B együttesen határozzák meg a lehetséges állapotokat, melyek közül egyik sem realizálódik, ha a B konfigurációja instabil. Ilyenkor a lehetséges állapotok sorozata jellemzi a rendszert, az állapotfogalom valószínűségi jellegű. A B típusu kölcsönhatások esetén a neuronális objektum nincs sajátállapotban, de megvan a lehetősége annak, hogy adott körülmények között sajátállapotba kerüljön. Ez a feltétel egy küszöb feletti ingerrel való kölcsönhatást jelent, míg a B típusu kölcsönhatások a neuronok és környezetük közötti minden reakción belül szerepelnek, de kis intenzitású és/vagy rövid időtartamu, a neuron szempontjából egymástól független, véletlen jellegű küszöb alatti ingerek. Az A típusu kölcsönhatások által körülhatárolt csatlási lehetőségeken belül a B típusu kölcsönhatások minden konfigurációja előfordulhat, s ezek módosítják a lehetséges állapotok spektrumát (pl. gátló, vagy facilitáló postsynaptikus potenciállok), de csak folytonos küszöb alatti változásokat okoznak, meghatározott sajátállapothoz nem vezetnek.

### 3. C típusu kölcsönhatások

A mérési kölcsönhatás következtében realizálódik a lehetséges állapotok valamelyike. A C típusu kölcsönhatások az addig csak esetlegesen meglévő állapotok egyikét stabilizálják (kölcsönhatási folyamatok egyensúlya = mérési folyamat). A B és a C egyaránt a külső környezetből származnak és a neuron nyitott jellegét testesítik meg, azonban alapvetően eltérő a szerepük. A lényeges szempont a mérési kölcsönhatás állapotmeghatározó szerepe, mivel csak C teszi lehetővé a lehetséges állapotok valamelyikének megvalósulását: a lehetségesből a ténylegesbe való átmenetet, de hogy a lehetséges állapotsorozatból melyik válik ténylegessé (stabilá) az a három kölcsönhatás együttes konfigurációjától függ. Jól értelmezhető ez a térbeli és időbeli szummáció jelenségén. Ugyanis az A típusu kölcsönhatások által meghatározott huzalozások térbeli elrendeződésén belül a más neuronális objektumokkal létrejövő B típusu kölcsönhatások tér- és időbeli eloszlása állandóan változik és csak bizonyos - térben és időben meghatározott - konfigurációjuk eredményez küszöb feletti folyamatot: C típusu kölcsönhatást.

### Ultrastabilitás

Az A és B típusu kölcsönhatások együttesének permanens változása (küszöb alatti folyamatok) a neuron dinamikus jellegét fejezik ki. Minden meghatározott aktuális időpillanatban egy meghatározott állapotsorozatot képviselnek, amelyek a különböző mérések szempontjából lehetségesként szóba jöhetnek, de egyikük realizálásához (stabilitásához) C típusu kölcsönhatásra is szükség van. Ennek fennállása esetén (küszöb feletti folyamatok) mindig meghatározott, de a kölcsönhatás jellegét is magán viselő állapot realizálódik. Másrészt a B típusu kölcsönhatások kombinációinak, végső soron a környezetnek permanens változása miatt, a lehetséges sajátállapotok spektruma is állandóan változik (a B típusu kölcsönhatások küszöbmódosító szerepe, IPSP, EPSP).

A C típusu kölcsönhatások egy lehetséges állapotsorozat valamelyikét valósítják meg ugrásszerűen. Ezen állapotok mindegyike mérés esetén stabil, tehát a neuron Ashby definíciója szerint egy ultrastabil rendszer, amelynek több lehetséges stabil állapota van (Ashby 1972).

### Mérési folyamat

Neumann mérési elmélete (Neumann 1932) szerint a "magára hagyott", tehát mérésnek alá nem vetett rendszer állapota az időben folytonosan változik (B típusu kölcsönhatások), ugyanakkor a várható mérési eredményekre vonatkozóan csak valószínűségi kijelentéseket tehetünk. A mérés során (C típusu kölcsönhatás) az állapotfüggvény ugrásszerűen megváltozik. Neumann ezek alapján kétféle folyamatot értelmez: az ún. spontán folyamatot (B) és a mérési folyamatot (C). A mérés átrendezi a rendszert (az állapotfüggvény ugrása), és így a következő értéket már nem az eredeti rendszeren mérjük. A mérés ugyanakkor a rendszert a mért paraméter szempontjából sajátállapotba viszi, míg a mérés előtt nem volt sajátállapotban. Neumann szerint a mérés tulajdonképpeni feladata, hogy a rendszer lehetséges állapotainak spektrumát tiszta sokaságokra bontsa és ezáltal valószínűségi összefüggéseket szolgáltatson azon értékek között, amelyeket a rendszerrel való sorozatos kölcsönhatások révén nyerünk. Ezek szerint a mérés információelméleti effektus-

nak is felfogható és az idegrendszerénél éppen ez a döntő szempont. A mérés az állapotot befolyásolja: az új információ - a mérési eredmény - a rendszer állapotában tükröződik. Ez újabb mérés tárgya lehet, tehát a mérőobjektumból mérendő objektum lesz egy újabb kölcsönhatási szinten. Azonban a mérési eredmény már nem csak az eredeti ingerről (eseményről), hanem a mérési berendezésről is információt szolgáltat ezen az újabb szinten.

A mérési szemlélet a neuronális rendszerek elemzésének számos új lehetőségét veti fel, azonban itt csak néhány lényegesebb megállapításra szorítkozhatunk.

Kibernetikai értelemben egy rendszer nagyságának attól kell függnie, hogy hány megkülönböztetést teszünk. Ezek száma lényegében a lehetséges állapotokéval egyenlő. A mérés során azonban egy tényleges állapot (sajátállapot) realizálódik. A lehetséges állapotok akkor is fennállnak, ha mérés nem történik, de így a rendszer állapotát nem lehet gyakorlatilag megismerni, míg a mérési aktus lehetővé teszi ezt, a lehetséges állapotok számának (spektrumának) ugrásszerű redukálásával. Ez egyben azt is jelenti, hogy egy rendszer megismerése csak C típusú kölcsönhatások segítségével lehetséges.

A mérés statisztikus és valószínűségi jellegének oka az objektumok és így a neuronális objektumok nagy mértékben nyitott jellege. A neuronális folyamatok leírásában ugyanis úgy határoztuk meg az állapot fogalmát, hogy az A és B típusú kölcsönhatások eredménye, és a lehetséges állapotok egy adott spektrumát tartalmazza. Az A és B típusú kölcsönhatások az adott feltételek (strukturális és funkcionális csatolások) által meghatározott lehetséges spektrumot jelentik egy neuronális mérési folyamat konkrét kiemenetelére vonatkozólag. Feltesszük tehát, hogy a körülmények folyamatos változása során a lehetséges állapotok ugrásszerűen meg is valósulnak és így a megfigyelés számára hozzáférhetőkké is válnak. Az állapotfüggvény által leírt valószínűségi spektrum minden egyes valószínűségi értéke mögött a kölcsönhatások egy meghatározott együttese áll: a neuron alapvető belső kölcsönhatásai, a környezetével való kölcsönhatása, a mérési kölcsönhatás. Mindegyik

objektív körülmény, egy eseményhez tartozó lehetséges állapot valószínűségének mértékét meghatározó kölcsönhatás-halmaz.

A statisztikus determináltságnak nem a mérőberendezés képezi az okát, hanem az állapotát befolyásoló véletlen ingadozások. Ezekről függ, hogy a mérés milyen állapotot talál, vagyis milyen sajátállapot realizálódik. A mérési eredmények, ill. halmazuk véletlen ingadozását, amely a statisztikus leírás alapja lehet, végső fokon a rendszer állapotának méréstől független ingadozása határozza meg. A véletlen kölcsönhatások tehát szükségszerűnek értelmezhetők, de csak adott vonatkoztatási rendszerben. Valamely méréssorozat eredményeként kapott valószínűségi eloszlás nem önmagukban jellemzi a mért mennyiségeket, hanem a különböző mérőberendezésekkel való viszonyukban. A vonatkoztatási rendszer nem passzív, mert aktivan (kölcsönhatás) hat a vizsgált paraméterrel jellemzett mérendő mennyiségre, részt vesz ennek a paraméternek a kialakításában. Egészen általános az a megfogalmazás, hogy az információkat (eseményeket) egyetlen paraméterük sem jellemzi önmagukban, kölcsönhatásoktól függetlenül, hanem ezeken keresztül. Éppen ez bizonyítja, hogy a mért események tudatunktól függetlenül léteznek, vagy léteztek, hogy mindig valamely kölcsönhatáson keresztül nyilvánulnak meg.

Az, hogy a megismerés eszköze bizonyos módon és bizonyos mértékben befolyásolja a szerzett ismereteket, nem egyedül a fizika sajátossága. Érvényes, hogy a neuronális mérőberendezések, adott időpillanatban meghatározzák a szerezhető ismeretek mennyiségét és minőségét, tehát mértékét. Ugyanakkor a megismerés dinamikus folyamata során bővül az elérhető ismeretek köre, bár az említett korlátoktól soha nem mentes. Ezen korlátozottság egyik konkrét megnyilvánulása a neuronális mérőberendezés sajátosságos "közvetítő" szerepe a megismerésben.

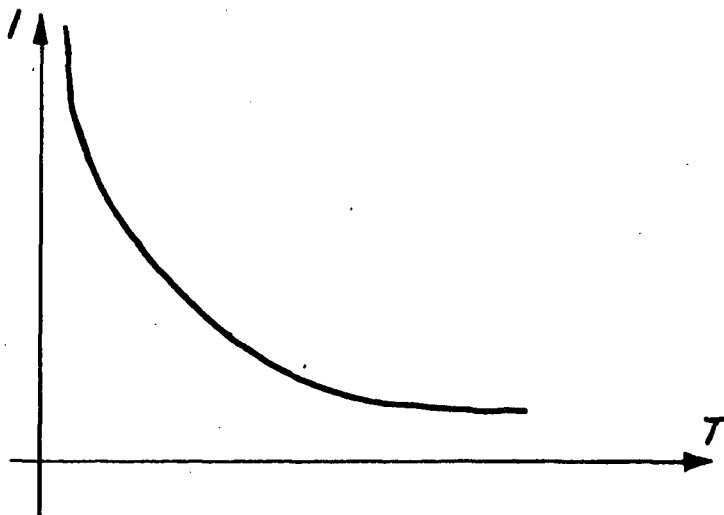
#### A neuron mérési folyamata és a határozatlansági reláció

A mérési elméletben megállapított másik korlátozás, hogy a spektrum folytonos tartományában csak előírt pontosságú mérés lehetséges. Ez viszont azt jelenti, hogy a mért paraméter egy

bizonyos intervallumba esik. Ezt igazolják újabb kísérleti adatok is (Lábos és mtsai 1973), amelyek véleményünk szerint alkalmasak a neuron mérési kölcsönhatásának részletesebb elemzésére is.

Az említett szerzők az ingert egy kétkomponensű vektornak fogják fel, amelynek egy intenzitás ( $I$ ) és egy időtartam ( $T$ ) komponense van. Megvizsgálták a neuron leképezését az ingerintenzitás, ill. az időtartam spektrumának folytonos tartományában. Megállapították, hogy a neuron csak ún. sávdiszkriminációra képes, azaz egy intenzitásintervallumhoz tartozik egy adott mérési eredmény vagy impulzus intervallum, ha az inger intenzitását változtatják, míg rögzített intenzitás mellett egy időintervallumhoz egy konkrét impulzus intervallum.

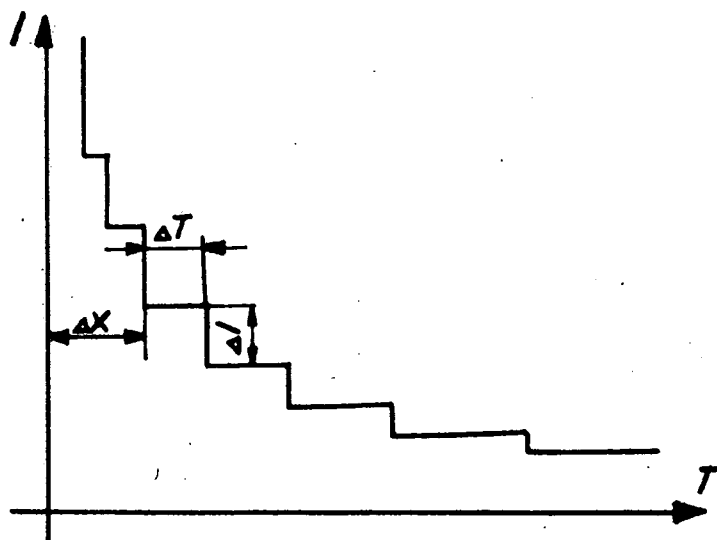
Véleményünk szerint az ingerintenzitás-időtartam, vagy strengthduration (SD) görbe (1. ábra) azt ábrázolja, hogy csak bizonyos  $I$ ,  $T$  értékpárok váltanak ki küszöb feletti folyamatot.



1. ábra

A kölcsönhatástípusokkal értelmezve az SD görbe alatti területhez tartozó értékpárok, amelyek nem elég intenzívek és/vagy nem elég hosszú időtartamúak B típusu kölcsönhatásokat hoznak létre, míg a görbén lévő értékpárok C típusúakat. Az inger ebben az esetben a neuron küszöb feletti ingerületi folyamatát váltja ki, a válasz (mérési eredmény) a neuron ki-sülése lesz, amit az impulzus intervallumokkal és/vagy frekvenciákkal jellemezhetünk. Lábosnak és munkatársainak kísérleti adatai (2. ábra) szerintünk azt jelentik, hogy csak bizonyos meghatározott diszkrét értékek (mérési eredmények) adódnak megoldásként az inger-ingerület leképezésben, ahol

1.  $T = \text{konstans}$ . Ennek a kétféle típusu hibapárnak közös vonásai vannak azokkal a problémákkal, amelyekkel a helyzet és az impulzus mérésekor a Heisenberg-féle kvantummechanikában találkozunk és amit a határozatlansági reláció ír le.



2. ábra

Az említett kísérleti eredmények szerintünk arra vezethetők vissza, hogy a két ingerkomponens csak diszkrét értéket vehet fel a mérőobjektumon. Ezért nem is indokolt az ingert képviselő mérendő mennyiségek leírása folytonos és differenciálható függvényekkel. A kísérlet szerint is reális megállá-

pitás, hogy a neuronális folyamatok folytonos értékkészletet feltételező matematikai tárgyalása sok esetben nem kielégítő, alkalmazása a tapasztalatnak ellentmondana, és ez egyezik Ashby véleményével is (Ashby 1972). Azonban új tárgyalásmód nélkül az idegrendszeri jelenségeket helyesen értelmező elmélet kiépítése nem képzelhető el. Véleményünk szerint a neuronális mérési kölcsönhatások leírására alkalmazható a kvantumelmélet operátorfogalma. Ha az ingerhez, mint általános értelemben vett mennyiséghez, operátort rendelünk, akkor az operátorok az állapotfüggvénnyel jellemzett objektumra ugyan hatnak, hogy az operátorral jellemzett mennyiség sajátértéket vesz fel, ha az állapotfüggvény az operátor sajátfüggvénye. Az operátor sajátértékei így diszkrét sorozatot alkotnak és alkalmasak olyan mennyiség leírására, amelynek lehetséges értékei szintén diszkrétéek. A folytonos és differenciálható függvények helyett az operátorok nyújthatnak megfelelő matematikai eszközt a diszkrét értékkészletű mennyiségek mérésének leírására. Tehát a kapott mérési eredmények mindig a megfelelő operátor valamelyik sajátértékével egyeznek meg, lehetséges értékei az operátor sajátértékeivel azonosak. Az inger egy intenzitás- és egy időtartam-komponenssel jellemezhető, ezért elegendő ezek operátorainak megállapítása. Ez a szemlélet lehetővé teszi egy mennyiség lehetséges értékeinek leírását, de nem tudjuk azt megmondani, hogy egy elvégzett mérés eredményeként mikor melyik értéket kapjuk. A teljesség igénye megköveteli, hogy az időbeli állapotváltozás, kölcsönhatás törvényeit is megismerjük és ne álljunk meg egy mennyiséget reprezentáló sajátértéksorozat meghatározásánál.

Ha meg akarjuk tudni, hogy egy állapotfüggvénnyel jellemzett objektumon (neuron vagy neuronpopuláció) valamely inger milyen értékeket vehet fel, akkor csak olyan megoldások jöhetnek szóba, amelyek az operátor által reprezentált inger lehetséges sajátértékei. Méréskor az objektum az inger szempontjából sajátállapotban van és a sajátértékek a kérdéses inger lehetséges értékeit adják. Ha neuronon egy ingert mérünk, akkor a mérési eredmény (impulzus intervallum) szükségképpen a sajátértékek valamelyikével egyezik.

Ha egy mennyiség egy adott rendszeren jól meghatározott értéket vesz fel, akkor mindig vannak másfajta mennyiségek, amelyek egyidejűleg nem rendelkezhetnek ugyancsak jól definiált értékkel, ezek a mennyiségek, ill. operátoraik nem felcserélhetők. Valamint minden mennyiséghez tartoznak olyan más mennyiségek, hogy, ha az ilyen mennyiségek szórását kiszámítjuk, megállapítható, hogy a kétféle mennyiség szórása egyidejűleg nem lehet zérus, sőt, ha az egyik szórása csökken, akkor a másiké nő. A kísérleti eredmények szerintünk ezt a határozatlansági relációban leírt összefüggést a neuron mérési folyamata esetében is igazolják. A mérési eredmények tartományának szűkítése, ami az abszolút refrakteritásig lehetséges, tágítja az ingerkomponensek egyikének (intenzitás) lehetséges értékeinek tartományát, míg a görbe másik végén az időtartam komponensre vonatkozó ismeretünk lesz határozatlan.

A kétféle operátornak (intenzitás, ill. idő) nem adható egyidejűleg rögzített érték, az I rögzítése a T határozatlanságához vezet és fordítva, a leképezés határozatlansága a maximális értékek felé nő. Ez a probléma szükségképpen kapcsolódik a mértékszerű kódolási lehetőségekhez (Lábos 1973). Mivel a leképezés lényegében az eseménytér tükröződése a neuron állapotterében, az állapot az eseménytéren értelmezett valószínűségi mérték. Az inger intenzitásához, ill. időtartamához rendelt mértékek kapcsolatát egy határozatlansági reláció típusú összefüggés mutatja meg.

Ashby szerint (Ashby 1972) ha egy rendszer ultrastabil, akkor viselkedését lépcsősfüggvényként viselkedő paraméterek fogják leírni. Ha a rendszer részei elfogadnak egy változást (küszöb alatt maradnak), akkor a paraméterek megtartják értékeiket és így az állapot is változatlan marad, míg ha nem, akkor egy kritikus érték felett (küszöb) a lépcsősfüggvény ugrásszerűen meg fog változni, ami egy újabb stabil állapotot jelez. A B típusú kölcsönhatások esetében a változás folytonos és a lehetséges állapotok sorozata egy összefüggő tartományban marad. Ekkor a neuron nincs sajátállapotban. A stabilitás ekkor egy állapotsorozat stabilitását



jelenti. A rendszer ebben a tartományban folytonosan tud változni, mert folyamatosan érik véletlen jellegű, azaz nem elég intenzív és/vagy nem elég hosszú ideig tartó hatások. A rendszer tehát stabil, amíg a hatások egy bizonyos tartományban maradnak (eredeti küszöbfogalom). Egyensúlyi állapotról viszont csak akkor beszélhetünk, ha a lehetséges állapotok sorozata (stabil tartomány) egyetlen meghatározott állapotra zsugorodott. Ekkor egy sajátállapot realizálódik, azaz a lehetséges átcsap a ténylegesbe. A rendszer több egyensúlyi állapottal (további küszöbökkel) rendelkezik, tehát ultrastabil. Felvetődik a kérdés: vajon ez a sajátállapot végül is a neuron önmagában vett, azaz kölcsönhatásmentes állapota-e? Nem arról van-e szó esetleg, hogy ez csak a C típusú kölcsönhatásokhoz való viszonyára jellemző? Ez a kérdésfeltevés azonban alapvetően hibás, hiszen egyetlen tulajdonság sem jellemezhető a kölcsönhatástól függetlenül, a neuronális objektumokat is éppen kölcsönhatásaik jellemzik. A neuronra jellemző állapotfüggvény ugyan teljes képet ad, a határozatlansági reláció által megszabott korlátokon belül az adott pillanatban realizálható paraméterekről, ill. az egyes értékek valószínűségének mértékéről, azonban a lehetséges értékek közül mindig egy, vagy inkább ezek egy intervalluma realizálódik, mivel a mérési aktus az állapotfüggvény megváltozásával jár együtt. A lehetséges paraméterértékek ismeretében sem lehet egy ténylegesre pontosan következtetni, csak valószínűségi kijelentések formájában. Ugyanis a mérési szemlélet szerint a legfontosabb az állapotfüggvény megváltozása valamelyik megvalósult paraméterérték realizálása során. A mérési kölcsönhatások következtében lényegében a nem mérték valószínűségi struktúrája is megváltozik. Egyetlen megvalósult paraméterérték semmit sem mond, csak a mérési eredmények valószínűségi eloszlása, ezért is kell sokaságon végezni a mérést.

#### Mérés neuronpopulációval

A mérési szemlélet alkalmazása felveti a neuronpopulációkkal való mérés szükségességét. Lényegében hasonló megfontolások alapján hangsúlyozzák a neuronpopulációk lényeges szerepét az individuális neuronokkal szemben (Cowan 1965, Kogan 1965, Wilson és Cowan 1972 és Lábos 1973).

A mérés kvantumelmélete is azt mutatja, hogy a kvantummechanikai kijelentések a mérési eredmények valószínűségei közötti összefüggésként interpretálhatók. Wigner a nem pontosan mérhető mennyiségek ismeretére vonatkozó mérték jellemzésére egy mennyiséget definiál (Wigner 1962), amit "ferde információ"-nak nevez. Feltételezésünk szerint az inger mennyiségei, komponensei sem mérhetőek pontosan. Amennyiben a mérést sokaságon hajtjuk végre, akkor ez a "ferde információ" átlagban csökken, ha az átlagolást a különböző lehetséges mérési eredmények megfelelő valószínűségeivel végezzük.

Tekintetbe kell azt is vennünk, hogy a neuronális rendszer egy sokkal nagyobb rendszernek, az idegrendszernek a része. A mérés folyamán a mérendő mennyiség ezzel a nagyobb rendszerrel áll kölcsönhatásban. A mérés maga az egész rendszernek csupán egy részrendszerében megy végbe, a mérési eredmények a rendszerben (neuronpopulációban) jelennek meg. A részrendszer azonban kölcsönhatásban áll a rendszer többi részével. Nevezhetjük tehát a mérésben közvetlenül résztvevő rendszert mérőberendezésnek (ami makroszkópikus, mert sokaság), ez azonban csak akkor érdemli meg ezt az elnevezést, ha szoros kapcsolatban van a rendszer többi részével, azaz nyitott. Ez a probléma a neuronális szerveződésnek egyik leglényegesebb kérdése. Ebből ugyanis az következik, hogy az egyes részek elvesztik individualitásukat, mivel egyértelműen meghatározott állapota csak a környezetétől teljesen elszigetelt, zárt rendszernek lehet, ami a neuronhálózati koncepcióból is nyilvánvalóan következik. A kvantumelmélet sem tartalmaz olyan dinamikus törvényeket, amelyek egy rendszer egyes részeinek kölcsönhatását egyértelműen megszabná, hasonlóképpen nem lehetséges az egyes neuronok, vagy neuronpopulációk kölcsönhatásait mechanisztikusan determinált törvényekkel leírni. Az individualitást meghatározó kölcsönhatások ( $\underline{A}$ ) mellett, sőt általuk biztosítva, mindig fennállnak  $\underline{B}$  és bizonyos esetekben  $\underline{C}$  típusú kölcsönhatások is. A neuronok a mérést megelőző állapotstruktúrájuknak megfelelően mérik az ingert és mérési eredményként tükrözik. Egy másik neuronon végrehajtva ugyanezt a mérést más sajátértékeket kapunk. A neuronpopulációban a mérési eredmények sorozata és azok eloszlása jellemzi a mért mennyiséget és a mérőberendezé-

sek állapotát, amelynek kialakításában az egész rendszer résztvesz a  $\underline{B}$  típusú kölcsönhatások révén. A mérési folyamat az állapotot befolyásolja, az új információ, a mérési eredmény a rendszer állapotában tükröződik. Ez az állapot azonban az egész rendszerre vonatkozik, tehát az állapot statisztikus jelentésű, a mérést sokaságon hajtottuk végre.

$\underline{S}$  mérőrendszerrel  $\underline{R}$  mennyiség megmérhető, de  $\underline{R}$  és  $\underline{Z}$  mennyiség egyidejűleg nem. Ez egy neuron esetében is így van. Azonban a mennyiségeket nem csak egy  $\underline{S}$  objektum méri, hanem egy sokaság, amiben  $\underline{N}$  számú  $\underline{S}$  van, ahol  $\underline{N}$  véges, de igen nagy szám. Egy ilyen  $\underline{S}_1, \dots, \underline{S}_N$  összességben egy  $\underline{R}$  mennyiségnek nem a pontos értékét mérjük, hanem értékelőelosztását. Ennek a mérésnek nagy előnye, hogy amíg  $\underline{R}$  mérése az  $\underline{S}_i$  rendszert erősen megváltoztatja (sajátállapotba viszi)  $\underline{R}$  eloszlásának felvétele az  $\underline{S}_1, \dots, \underline{S}_N$  összességen tetszőlegesen keveset változtat, ha  $\underline{N}$  elég nagy szám. Ha két  $\underline{R}, \underline{Z}$  mennyiség az egyes  $\underline{S}$  rendszeren nem is mérhető egyidejűleg tetszőleges pontossággal (pl. egy neuronnál  $\underline{I}$  és  $\underline{T}$ ), valószínűségeloszlásaik egy és ugyanazon sokaságban egyidejűleg meghatározhatók. Egy  $\underline{N}$  elemű összesség-nél ugyanis elég az  $\underline{R}$  statisztikáját nem az összes elemen elvégezni, hanem valamilyen  $\underline{S}_1, \dots, \underline{S}_M$  részrendszeren, ha  $\underline{M}$  és  $\underline{N}$  mindegyike elég nagy szám, bár  $\underline{M}$  egészen kicsiny lehet  $\underline{N}$ -hez képest. A mérés által előidézett változások ekkor az összességnek csupán  $\underline{M}/\underline{N}$ -ed részét érintik, tehát egy tetszőlegesen kicsiny részt. Lényegében tehát ilyen összességen való mérésre azért van szükség, mert az egyes rendszereket a mérés erősen befolyásolja és azért, mert két mennyiség nem mérhető egyidejűleg tetszőleges pontossággal (utalunk itt a határozatlansági relációra és annak következményeire egy neuron mérésénél).

### Multistabilitás

Egy ún. multistabil rendszer (Ashby 1954, 1972) lazán csatolt ultrastabil részrendszerekből áll, melyek közül nem mindegyik aktív (mér) minden időpillanatban és ezért ugy ké-

pes megváltoztatni aktív részrendszereinek konfigurációját (a mérés sokaságon keverékállapothoz vezet), hogy eközben az egész rendszer egyensúlyban marad. A 'laza' csatolás véleményünk szerint annyit jelent, hogy az egyes részek között mindig van B típusu kölcsönhatás, de csak bizonyos esetekben C típusu, ami ezzel szemben szoros csatolást jelentene a mérésben résztvevő objektumok között. Az A, B, C típusu kölcsönhatások alapvető különbségéből következik, hogy bár a rendszer részei mindig kölcsönhatásban lehetnek egymással (A) és ezek a csatolások meg is valósulnak (B) azonban ez általában laza, véletlenszerű és csak időlegesen, a mérés időtartamára válik szoros, meghatározott csatolássá.

Ashby definíciója szerint is heterogén állapotú a rendszer. Nyilvánvaló, hogy mérési kölcsönhatások átrendezik a rendszert (az egyes részekben fellépnek ugrásszerű állapotváltozások), de a lehetséges állapotkombinációk az egész rendszert tekintve egy stabil tartományt alkotnak, amelyen belül folytonosan változnak. Az egész rendszert tekintve az egyes részrendszerek mérési kölcsönhatásai (C) egy folytonosan változó háttérrel (B) alkotnak.

### Összefoglalás

A kölcsönhatás jelentőségét általában a mérés fogalma emeli ki, hiszen a környezet eseményei (információk) mindig a mérőberendezésekkel, (speciálisan neuronális objektumokkal) való kölcsönhatás során mutatkoznak meg. Ennek a ténynek információelméleti jelentősége van, annyiban, hogy nem lehet elvonatkoztatni a megfigyelés eszközeitől, mivel a mérési kölcsönhatás megváltoztatja az objektum állapotát. Ez lehetővé teszi a kvantumelmélet mérési szemléletének alkalmazását, amely szerint a viszonylagosság új elemét kell bevinni a leírásba, a megfigyelés eszközhöz való viszonylagosságot.

Az idegrendszeri kölcsönhatástípusok és a kvantumelméleti kölcsönhatások összefüggésbe hozhatók. A neuronális mérési folyamat elemzése ezek segítségével elvégezhető.

A neuronális objektumok paramétereikhez tartozó diszkrét értékkészlet adekvát matematikai leírásának követelménye szükségképpen el kell, hogy vezessen az ingert jelentő mennyiségek operátor-reprezentációjához. A kísérleti adatok alapján feltételezett határozatlansági reláció típusu összefüggés fel nem cserélhető operátorokkal magyarázható.

A mérési eredmény mindig a mérési sorozatra vonatkozik, a mért mennyiségnek a sokaságon pontos értéke nincs, csak valószínűségi eloszlása.

Véleményünk szerint lehetőség nyílik a mérési kölcsönhatás egy olyan általános felfogására, ahol az idegrendszer mérési folyamatai csak mint speciális esetek jelennek meg, adott kölcsönhatási szinten. Szükséges a lehetséges-tényleges viszonyával jellemzett kvantumelméleti állapotfogalom részletes kifejtése a neuronális kölcsönhatási szint elemzésével. Ugyanakkor részletesebben kell foglalkozni azokkal a tényezőkkel is, amelyek a neuronális jelenségeket minőségileg megkülönböztetik a kvantummechanikai jelenségektől.

#### Irodalom

1. Araki, G., Yanase, M.: Measurement of Quantum mechanical Operators. Phys. Rev. 120, 622., 1960.
2. Ashby, W.R.: Design for a brain. Chapman & Hall, London, 1954.
3. Ashby, W.R.: Bevezetés a kibernetikába. Akadémia Kiadó, Budapest, 1972.

4. Cowan, J.D.: The problem of organismic reliability. Cybernetics of the nervous system Wiener-Schadé (ed). Progress in Brain Research Vol. 17. Elsevier, Amsterdam, London, New York, 1965.
5. Kogan, A.B.: Probability-statistical model of the brain organization. Idem.
6. Lábos E., Krüger Z., Schlobassi, R.: Intenzitás-diszkrimináció neuronok szóma-membránjában. MÉT XXXIX. Vándorgyűlése, Pécs, 1973.
7. Lábos E.: Mértékszerű kódolási eljárásokkal működő neuronhálózatok. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1973.
8. Marx Gy.: Kvantummechanika. Műszaki Könyvkiadó, Bp., 1971.
9. Müller A.: A kvantummechanika filozófiai kérdései. Gondolat, Budapest, 1974.
10. Neumann, J.v.: Mathematische Grundlagen der Quantummechanik. Springer Verlag, Berlin, 1932.
11. Szilágyi M., Tóth Sz.: Stabil biológiai rendszerek elemzése az Ashby-féle modell alapján. Orvos és Technika.
12. Wigner, E.: Theorie der Quantummechanischen Messung. Physikertagung, Wien, 1962.

Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola Természettudományi  
Tanszék

Az idegrendszer tárolási folyamatának dinamikája

Jólesz Ferenc

Az idegrendszer tárolási folyamatainak dinamikája az utóbbi évtizedek idegrendszeri kutatásainak homlokterébe került. Nehéz kiigazodni a hipotézisek látszólag kusza szövedékében, ami elsősorban a multidiszciplináris megközelítés következménye. A memória kutatása tipikusan határterületi jellegű és már ebből is számos nehézség adódik, a határozott előnyök ellenére. Nem csak arra gondolunk, hogy a definíciók különbözőek és nem minden esetben feleltethetőek meg kölcsönösen egyértelműen, hanem arra is, hogy a problémamegközelítés utjai is annyira szerteágazóak, hogy a módszerek és a kísérleti objektumok változatossága bizonyos esetekben lehetetlenné teszi az eredmények összevetését, és így a felhasználható adatok nagy része elkerüli a témakörben érdekelt figyelmét. Természetesen a problémakör komplexitása eleve megköveteli a komplex megközelítést, de ez nem zárja ki, sőt feltételezi az egységes szemléletre való törekvést.

Nem lehet célunk a témában érdekelt szaktudományok problémáinak megfelelő, a teljesség igényével fellépő, egységes szemlélet kifejtése, csupán megemlítünk a különböző elméleti elképzelések és kísérleti adatok interpretálásával kapcsolatos néhány olyan kérdést, amely esetleg elősegítheti ennek a szemléletnek a kialakulását. Elsősorban az előző előadásunkban (Jólesz, Szilágyi 1974) elhangzottakra támaszkodunk, ahol kiemeltük a mérési kölcsönhatások szerepét az idegrendszer működésében. A jelen előadásban viszont megkíséreljük a mérési szemléletet az idegrendszer tárolási folyamatainak dinamikájával kapcsolatos kérdéskomplexum megközelítésére felhasználni.

Kétségtelen, hogy az egységes szemléletmód szaktudományos bázisa elsősorban a biológia. Minden információ-tárolási mechanizmus megismerésének és leírásnak "etálonja" az idegrendszer tárolási folyamata, amit a memória szó általános alkalmazása is mutat. Megítélésünk szerint - figyelembevée a kibernetika és ezen belül az automataelmélet és számítógéptudomány fejlettségét - még ma sem nélkülözhetők egyetlen alapvető koncepció kialakításánál sem a biológiai (élettani és pszichológiai) adatok. Valójában ezek a tapasztalatok (beleértve a konkrét kísérleti adatokat is) lényegében a jelenségek körére szorítkoznak, azonban a jelenségek szintjén történő megismerés feltétele a teljes megértésnek. Ezt a jelenségek körét egészítik ki a más tudományterületek értelmezése során kialakuló elméleti rendszerek és kísérleti módszerek, melyek valószínűleg jelentősen megrövidítik a jelenségszférától a lényegi megismeréshez vezető utat.

Az idegrendszeri memóriával kapcsolatos kutatásoknak és a kísérleti adatok értelmezésének kiindulópontja ma elsősorban az elméletalkotás és ezen belül a modellalkotás. Ez egyes esetekben oda vezetett, hogy a modellt tekintették elsődlegesnek, vagyis a biológiai jelenségekben mutatkozó analógiát szinte másodlagosként hozzáidomították - a modell szemléletessége érdekében - a leíráshoz. Ez, szerintünk, mindenképp negatív mozzanat, aminek elsősorban az az oka, hogy egy jól sikerült, azaz komplex információtárolásra képes tárgyi, vagy matematikai jellegű mechanizmus nem szükségképpen modellje a biológiai memóriának. A biológiai jelenségeket a modellek megalkotásánál figyelmen kívül hagyó és utólag analógiát kereső információtárolási módszerek kutatása rendkívüli eredményeket ért el, amelyek jól ismertek a számítógépek "történelméből". Felsorolásuktól, ill. elemzésüktől eltekintünk. Ami a memória általános fogalmát illeti, az a kibernetika kialakulása idején teljes összhangban volt az idegrendszer tárolási folyamatainak kutatási feladataival és megismerési módszereivel és ezért, részben az általános fogalom következményeként jelentkező említett negatív tendenciák ellenére, még ma is heurisztikus szerepet játszik.



A továbbiakban a különböző memória-elméletek és az előző előadásban vázolt idegrendszeri kölcsönhatástípusok összefüggéseire szeretnénk rámutatni.

Az idegéletteni kutatásoknak eredetileg kizárólag az idegrendszerben és annak elemeiben: a neuronokban lejátszódó folyamatok leírása és megismerése volt a feladata. Ez azonban csak látszólag funkcionális elemzés, mert szemlélete alapvetően strukturális jellegű. Bár a leglényegesebb szempont az ingerületi folyamatok elemzése volt, de feltételezték, hogy az egyes neuronális objektumok igen nagyfoku individualitással rendelkeznek, azaz a strukturális jellemzők, amelyek az A típusu kölcsönhatások megnyilvánulási formái, a küszöb alatti (B típusu kölcsönhatások) és a küszöb feletti (C típusu kölcsönhatások) folyamatok során nem változnak. Ennek a szemléletnek a következménye, hogy az ingerülettel kapcsolatos állapotváltozások az objektum (agy, részrendszerei, idegsejtek) egészét változatlanul hagyják, alapvető strukturális minőségét nem befolyásolják. Ezt úgy fejeztük ki, hogy a B és C kölcsönhatások nem módosítják az A típusuak együttesét, azaz az objektum minősége és alkotórészeinek száma az ingerületi folyamatok alatt változatlan, stabil. Az idegsejtek nem osztódnak és a csatolásaikat lehetővé tevő kapcsolatok, huzalozások (axon, dendrit, szinapszis) száma és térbeli elrendeződése állandó, illetve az ingerületi folyamatokkal kapcsolatban nem módosul. Csupán egyik vagy másik állapothatározója (küszöb, membránpotenciál, ingerületvezetési sebesség, intra-, vagy extracelluláris ionkoncentráció), ill. azok egy csoportja változik meg.

Az objektumok individualitásával kapcsolatos felfogás közvetlen következménye volt, hogy bár az állapotváltozást mindig kölcsönhatással magyarázták (inger-ingerület), nem vették figyelembe, hogy a kölcsönhatás egyben mérés is, vagyis a mérési kölcsönhatás nem hanyagolható el a mért állapotváltozást (membrán-potenciál változása, a neuron kislüléseinek gyakorisága) meghatározó kölcsönhatásokhoz (inger) képest. Éppen a neuronális objektumok nagyfoku individualitása miatt volt ennek a korszaknak alapvető fogalma a neuron. Természetesen a

kölcsönhatások realitását elismerték, de ezeket mindig a neuronhoz rendelték, ezzel fejezve ki azt, hogy az objektumok nagyfokú individualitása úgy nyilvánul meg, hogy az ingerületi folyamatok során önmagukkal azonosak maradnak. Ez a felfogás az állapotokat és az állapotváltozásokat nem a kölcsönhatásokhoz, hanem a neuronális objektumokhoz rendeli.

A memória feltételezése olyan elméleti megfontolásokhoz vezetett, amelyek nem illeszthetők be az említett szemléletmódba. A tárolás folyamata ugyanis elvileg összeegyeztethetetlen a neuronális objektumok alapvető és megváltoztathatatlan individualitásával. Az ingerület következtében fellépő nyomfolyamatok megváltoztatják a neuronális objektumok belső stabilitását, azaz az ezt biztosító A típusú kölcsönhatások együttesét. A továbbiakban D típusú kölcsönhatásoknak nevezzük azokat, amelyek az A típusú kölcsönhatások spektrumát módosítják. Ezek feltételezése azt is jelenti, hogy az információs folyamatok egyben energetikaiak is, a nyomjelenségekkel kapcsolatban olyan fizikai változások lépnek fel, amelyek a neuronális objektumok strukturális (morfológiai) módosulásához vezetnek. Az A típusú kölcsönhatások révén biztosított strukturális állandóság egyben a rendszer elemeinek csatolási lehetőségeit is stabilizálja. Ez egy meghatározott keretet jelent, azonban nem determinálja a rendszer egyes részei között létrejövő, különböző tér- és időbeli viszonyokat megvalósító konkrét csatolásokat. A struktúra adott lehetőségein belül a B típusú kölcsönhatások véletlen jellegű, térben és időben instabil laza csatolásokat valósítanak meg a rendszer egyes részei között, míg a C típusú kölcsönhatások a mérés időtartamára stabil és szoros csatolást biztosítanak a mérésben résztvevő két részrendszer között (kölcsönhatási egyensúly). A csatolás, amely egy dinamikus rendszer részét egy nagyobb rendszerré egyesíti (a mérendő objektum és a mérőobjektum, amelyek szerepe felcserélhető a mérés során, egy rendszerként közelendők) energetikai és információs kapcsolat. Az energetikai és az információs kapcsolat között nincs éles határ, azonban a mérési kölcsönhatásban fel kell tételeznünk az információs csatolást is, mert a mérés időtartamára egyesített rendszer változásainak törvényeit nem lehet teljes egészükben olyan külön-

álló törvények együttesével kifejezni, amelyek csupán részrendszerek közötti energiacserét fejeznek ki.

A D típusu kölcsönhatások struktúra-módosító szerepe mindenképpen a tárolási folyamat energetikai jellegét fejezi ki. Azonban a memória egyben információ-tárolási mechanizmus is, az A típusu kölcsönhatások konfigurációjának változása egy meghatározott információt vagy információk egy lehetséges sorozatát reprezentálja. Mivel az információk (események) a mérési szemlélet értelmében mérési eredményeknek, vagy mérési eredmények sorozatának formájában valósulnak meg, melyekhez a rendszer meghatározott állapota vagy állapotai (sajátállapotok) tartoznak, feltételezzük, hogy egy információ vagy információk egy osztálya csak C típusu kölcsönhatások révén tárolódhat. Elképzelésünk szerint a C típusu kölcsönhatások együttesének egy bizonyos konfigurációja D típusu kölcsönhatást eredményez, hasonlóan ahhoz, mikor a B típusuak egy bizonyos konfigurációja C típusu kölcsönhatáshoz vezetett.

Ebből bizonyos konklúziók vonhatók le. Mivel a D típusu kölcsönhatás a C típusuak együttesének következménye, a tárolás nem egy meghatározott elemi információra, hanem az információk egy osztályára vonatkozik, melynek elemei között bizonyos szoros kapcsolat van. Mivel a C típusu kölcsönhatás egy neuronális objektumon vagy egy neuronális részrendszeren jött létre, a D típusu kölcsönhatás ezek sokaságára vonatkozik, tehát egy neuronhálózat, vagy neuronpopuláció A típusu kölcsönhatásainak spektruma, azaz a lehetséges csatolások térbeli elrendeződése fog megváltozni a tárolás során.

Az A típusu kölcsönhatásokban azonban nem is tárolható egy konkrét információ, mivel ezek a kölcsönhatások az objektum állapotát nem határozzák meg és a rendszerben egy meghatározott eseményhez vagy információhoz meghatározott állapot tartozik. Az A, B, C kölcsönhatások csak együttesen határozzák meg az objektum állapotát. A tárolt információk megismerése csak közvetett jelleggel képzelhető el, ha a tárolás D típusu kölcsönhatás eredménye. A tárolás, ill. előhi-

vás folyamatában egyaránt megnyilvánul az idegrendszeri folyamatok statisztikus-valószínűségi jellege. Az objektumok állapotának kialakításában és így egy információ mérésében nemcsak az  $\bar{A}$  típusu kölcsönhatások vesznek részt, hanem a rendszer egyéb részeiben lezajló események, kölcsönhatások aktuális konfigurációját reprezentáló  $\bar{B}$  típusu kölcsönhatások is. Mindebből az is következik, hogy az  $\bar{A}$  típusu kölcsönhatásokkal (és így a tárolt információkkal) kapcsolatos ismereteink közvetettek, vagyis megismerésük csak a  $\bar{B}$  konfigurációjának tér- és időbeli stabilitása, szoros csatolást létrehozó  $\bar{C}$  típusu kölcsönhatás, esetén lehetséges. Tehát az egész rendszer, mint kölcsönhatások halmaza, egy sajátos objektív vonatkoztatási rendszer szerepét játssza. A vonatkoztatási rendszer fogalmát abban az értelemben használjuk, hogy az mindig valamely  $\bar{A}$  típusu kölcsönhatások révén körülhatárolt neuronális objektumnak (részrendszernek vagy neuronpopulációnak) a vele kölcsönhatásban lévő más objektumokhoz való viszonyát jelenti. Az  $\bar{A}$  típusu kölcsönhatásokban lehetséges információk, vagy az információk egy lehetséges osztálya tárolódhat, de közvetlenül nem képezheti az észlelés (mérés) tárgyát. Saját szintjén egy konkrét strukturát jelent, amely meghatározott huzalozású és így csatolásban lehet más neuronális strukturákkal, függetlenül attól, hogy  $\bar{C}$  típusu kölcsönhatás létrejön, vagy sem.

Az  $\bar{A}$  típusu kölcsönhatások kombinációjában lehetségesként benne rejlő információk az objektumoknak a különféle  $\bar{B}$  kölcsönhatásokban való lehetséges viselkedési módjait fejezik ki. Ezek közül egy tényleges megvalósulás csak a megfelelő kölcsönhatáseggyüttesben lehet, amelynek feltételeit azonban már nem az objektum, hanem a vele kölcsönhatásban (csatolásban) lévő egyéb objektumok (részrendszerek) állapotai (kölcsönhatása) szabják meg. Tehát a rendszer egésze, mely egyben a mérési eredmények vonatkoztatási rendszere, aktív szerepet játszik a megvalósult állapot (információ) kialakításában. Ez a tárolás és az előhívás folyamatára egyaránt igaz, hiszen mindkettő mérési folyamat. A különbség csak az, hogy a tárolásnál a mérési aktust ( $\bar{C}$  típusu kölcsönhatás) regisztrálás ( $\bar{D}$  típusu kölcsönhatás) követi, míg az előhívás a  $\bar{D}$  típusu kölcsönhatások révén módosult  $\bar{A}$  típusu kölcsönhatások lehetséges spektrumán végrehajtott mérés.

Ha figyelembe vesszük, hogy a  $D$  típusu kölcsönhatások révén az objektumnak a rendszer egyéb részeivel való csatolási lehetősége megváltozik, akkor feltételezhetjük, hogy a vonatkoztatási rendszer aktív szerepe igen nagy jelentőségű a memória szempontjából. Passzív vonatkoztatási rendszer esetében, mikor  $D = 0$  és  $B = 0$ , vagyis nem változik az objektumok individualitása, nincs nyomfolyamat és a rendszer egyéb részeivel sincs kölcsönhatás, akkor a memória létezését sem képzelhetjük el a rendszerben. Ha  $B$  nem egyenlő  $0$ , de  $D = 0$ , akkor a vonatkoztatási rendszer aktívan befolyásolja a neuronális objektumok megvalósult állapotát, tehát a mérést, de nem lehetséges, hogy az aktuális információkat időben megelőző információk is befolyásolják a mérést, mivel a  $B$  típusu kölcsönhatások mindig csak a rendszer pillanatnyi kölcsönhatásainak együttesét képviselik. Végül  $B$  és  $D$  fennállása esetén a vonatkoztatási rendszertől függően a rendszer lehetséges csatolásainak spektruma is megváltozhat úgy, hogy a mérés kimenetelét egyaránt befolyásolják az aktuális és a már lezajlott kölcsönhatások.

A tárolási folyamatok statisztikus jellege nem csak a  $B$  típusu kölcsönhatásokra vezethető vissza, azaz a neuronális objektumoknak az állandóan változó külső és belső környezettel való kölcsönhatására, hanem azzal is magyarázható, hogy a  $D$  típusu kölcsönhatások már eleve a valószínűségi lehetőségeket körvonalazó  $A$  típusu kölcsönhatások együttesére hatnak. Véleményünk szerint a memória anyagi meghatározottsága (tér- és időbeli stabilitása) és statisztikus-valószínűségi jellege nem mond ellent egymásnak. Ez azt jelenti, hogy a neuronális rendszerek állapotának változása saját belső kölcsönhatásai és más objektumokkal való kölcsönhatásai változásának a következménye, tehát a mért információk egyaránt tükrözik a már lezajlott és az aktuálisan végbemenő eseményeket. A rendszeren belül, a kölcsönhatások együttesében és egy kölcsönhatáson belül az információfeldolgozás folyamatát meghatározó tendenciák érvényesülnek. Egy konkrét mérés eredménye véletlen jellegű, az aktuálisan lezajló események, a kölcsönhatások konfigurációjának változása miatt. Ennek ellenére a struktúrát meghatározó  $A$  típusu kölcsönhatások stabil jellegéből kifolyólag a mérési eredmények eloszlása meghatározott, de csak az ob-

jektumok sokaságán végzett mérésekben, ill. a mérések halmazában tükröződik. Azt ugyanis, hogy a neuronális objektumnak a környezettel való kölcsönhatása meghatározott karaktert mutat, pontosabban azt, hogy az objektum a környezet kölcsönhatásaira milyen korlátozásokkal és milyen módon reagál, elsősorban az A típusu kölcsönhatások együttese határozza meg. Az A típusu kölcsönhatások által alapvetően meghatározott rendszer változása a D típusu kölcsönhatások révén (C kölcsönhatások kombinációján), így a rendszer környezettel való kölcsönhatásainak megváltozásához, a környezethez való alkalmazkodáshoz vezet, ez pedig memória-funkciót feltételez.

A jelenleg elfogadott elméletek a tárolással kapcsolatos maradandó változásokat különböző celluláris és szubcelluláris szinteken feltételezik. A memória alapjait képező fizikai változások identifikálása még máig sem megoldott kérdés és többé-kevésbé elfogadott kísérleti eredmények ellenőre lényegében hipotézisek. Véleményünk szerint ezek az A típusu kölcsönhatások módosulásával egységes szemléletbe illeszthetők. Ezek közül a legfontosabbak a neuronok huzalozásának módosulása, a szinapszisok, axonok, dendritek számának, ill. térbeli elrendeződésének változása, amelyeknek oka lehet az idegsejtek nukleinsav szerkezetének, ill. tartalmának változása a D típusu kölcsönhatások révén. Minden bizonnyal a memóriával kapcsolatos kutatások további eredményes fejlődése elsősorban azon múlik, hogy sikerül-e az általunk D típusu kölcsönhatásoknak nevezett minőségi átalakulásoknak, vagy ami ugyanaz, a neuronális objektumok individualitása időbeli korlátozottságának adekvát elméleti kifejezését megtalálni.

### Diszkusszió

Véleményünk szerint a tárolási folyamatok és az aktuális információfeldolgozás éles elkülönítése nem indokolt. Figyelembe véve az említett kölcsönhatástípusok (A, B, C, D) szerepét az idegrendszer működésében a következőket mondhatjuk:

1. Egy meghatározott információ (esemény) mérése és tárolása mindig mérési kölcsönhatás (C) eredménye, mely az A típusu kölcsönhatások révén körülhatárolt (lokalizált) neuronális objektum

(részrendszer) meghatározott állapotában (sajátállapot) tükröződik. Ennek az állapotnak és a hozzá tartozó mérési eredménynek a kialakításában azonban a rendszernek a mérőobjektummal csatolásban lévő (B típusu kölcsönhatások) egyéb részei is résztvesznek. A mérést követő regisztrálás aktusa már eleve nem lokalizált jellegű, hanem térben és időben elosztott folyamat, mert a D típusu kölcsönhatások a C típusu kölcsönhatások együttes konfigurációját tükrözik; az információs csatolások energetikai jellegét az A típusu kölcsönhatások változása fejezi ki. Az objektum individualitásának időbeli korlátozottsága azonban az információs csatolások lehetőségeinek módosulásához vezet. Az objektumon végrehajtott további mérések alkalmával a mérési eredmények lehetséges spektruma már más lesz. A tárolás tehát nem egy meghatározott információra, hanem az információk egy osztályára vonatkozik, mivel az A típusu kölcsönhatásokban tárolt lehetséges információk egyikének méréséhez a B típusu kölcsönhatások konfigurációjának, azaz a háttérnek egy meghatározott tér- és időbeli eloszlása szükséges. Utalunk itt Wiener elképzeléseire, melyek szerint a memória és a jelenidejű információfeldolgozás kapcsolatban van az idegrendszer "háttér-aktivitásával", ami nem más, mint az idegrendszer egészében aktuálisan végbemenő folyamatok összességének hatása egy meghatározott részfolyamatra, ami természetesen más folyamatok szempontjából maga is intern része a háttérnek. Ezzel kapcsolatos elképzeléseit a csoportletapogatási módszerek alkalmazásának kérdésénél is felveti, de részletesebben az ún. "affektív tónus" elemzése során körvonalazza (Wiener 1961).

2. Mivel a mérés (C típusu kölcsönhatás) a kölcsönhatásban résztvevő objektumok egyensúlyi állapotra vezető folyamata, két kölcsönhatás-halmaz asszociatív kapcsolatát, azaz részrendszerek szoros csatolását jelenti. Mivel a mérés és a tárolás, vagy regisztrálás egyazon mérési folyamat két oldala, az asszociációs mechanizmusok nem kizárólag a memóriára vonatkoznak, hanem az idegrendszer kölcsönhatásokkal leírható működésének általános jellemzői (Nakuno 1972). Mivel minden jelenidejű információfeldolgozás egyben előhívás (az A típusu

kölcsönhatásokban tárolt lehetőségek megvalósítása) és a tárolás is (a C típusu kölcsönhatások együttese D típusu kölcsönhatáshoz vezet), az idegrendszer mérési folyamata "memória-orientált információs folyamat" (Post 1969).

3. Egy komplex esemény-, vagy információhalmaz mérése, az elemi információk által kiváltott C típusu kölcsönhatások halmaza. Ezek egymástól független mérési folyamatoknak tekinthetők és térben-időben elkülönülnek. A komplex információ mérése, ill. tárolása csak úgy lehetséges, ha ezek a független mérések, ill. kölcsönhatások egymással szoros kapcsolatba kerülnek. Ez csak úgy képzelhető el, ha

a.) a komplex információ mérésében résztvevő különböző rendszerek egymással huzalozásos kapcsolatban vannak (A típusu kölcsönhatások),

b.) az A típusu kölcsönhatások által biztosított csatolási lehetőségek aktuálisan meg is valósulnak (B típusu kölcsönhatások),

c.) a B típusu kölcsönhatások, egy újabb kölcsönhatási szinten, C típusu kölcsönhatást eredményező tér- és időbeli eloszlást mutatnak. Mivel az egyes B típusu kölcsönhatások (az újabb kölcsönhatási szint "hátterének" elemei) eredetileg (saját kölcsönhatási szintjeiken) C típusúak voltak, az újabb mérési kölcsönhatás az elemi információk együttesére vonatkozik. Mivel a D típusu kölcsönhatás a C típusúak együttes konfigurációjának következménye, egy komplex információ tárolása és előhívása is több lépésben (térben és időben elosztva) megy végbe.

Ezek alapján feltételezzük, hogy a regisztrálás aktusa nem pillanatnyi, hanem folyamat, a tárolt információ elemeinek mérésével egyidejűleg, a mérési eredmények különböző konfigurációi D típusu kölcsönhatásokat eredményeznek. A tárolási folyamat időfüggése (Harth 1966) a különböző kölcsönhatási szinteken történő mérés (Foerster és mtsi 1966) időbeli eloszlásával hozható összefüggésbe.



4. Mivel egy komplex információ rögzítése, elemeinek, ill. azok különböző konfigurációjának nem egyidejű és nem azonos lokalizációjú mérésével kapcsolatos, természetesen, hogy meghatározott információk előhívása esetén az információ elemeinek "elérési ideje" (Neumann 1959) is különböző lesz.

5. A mérési eredmények reprezentációja nem lokális és nem pillanatnyi, hanem térben és időben elosztott. A holisztikus jelleg következménye, hogy az információk feldolgozásának elemi jellege ellenére észlelésük már csak asszociációs (csatolt) rendszerükben történhet, hasonlóképpen a tárolás is az információk adott csoportjára vonatkozik. Egy esemény kölcsönhatása a rendszerrel bizonyos ideig tart. Ezzel magyarázható a dinamikus memória (Harth 1966), vagy más szóval short term memory feltételezése, ami szerintünk nem a tárolás egyik formája, hanem "dinamikus", vagy "mérési" folyamat jellegének következménye.

#### Irodalom

1. Harth, E.M.: Time dependence in memory in Oestreicher-Moore (ed.): Cybernetic problems in bionics. Gordon Breach N.Y. (1966.)
2. Jólesz F., Szilágyi M.: Dinamikus biológiai rendszerek stabilitásának elemzése és a mérési folyamat. NJSZT kollokvium (1974.)
3. Foerster, H.V., A. Inselberg: Memory and inductive inference in Oestreicher-Moore (ed.) Cybernetic problems in bionics. Gordon and Breach N.Y. (1966.)
4. Nakauno, K.: Associatron- A model of associative memory. IEE Transaction on systems, man and cybernetic Vol. SMC 2/3, 380, (1972).

5. Neumann, J.V.: The computer and the brain. Yale University Press N.Y. (1959).
6. Post, P.B.: A lifelike model for association relevance. Proc. Int. Joint Computer Conf. Artificial Intelligence (1969.)
7. Wiener, N.: Cybernetics. MIT Press and John Wiley and Sons, N.Y. (1961.)

BME Folyamatszabályozási Tanszék

Az NN automata, mint viselkedési modell

Györfy Zoltán és Hajnal Miklós

Az NN (Nearest Neighbor) alakfelismerő módszerek az elmúlt két évtizedben kifejlesztett számos, tanítóval működő tanuló algoritmus egyik lényeges csoportját alkotják. Az NN módszerek kitűnnek egyszerűségükkel és természetes voltukkal. Az NN algoritmusok lényege, hogy előre megadott - megtanult - szituáció-viselkedés párok alapján ismeretlen helyzetben a hozzá legjobban hasonlító ismert szituációnak megfelelően cselekszenek.

Az irodalomban szokásos matematikai megfogalmazás meglehetősen korlátozza az NN stratégia általános voltát. A szerzők ugyanis általában megkövetelik, hogy a szituációk (bemenetek) halmaza metrikus tér legyen, s az intuitív hasonlóság-fogalmat e tér metrikája definiálja (Cover és Hart, 1967).

Előadásunkban az NN algoritmus algebrai jellegű általánosításaként bevezetjük az NN automata fogalmát, majd bemutatunk egy adaptív tanulási modellt, amely változó környezetben is megőrzi a helyes viselkedési képességet. Ezután ismertetjük azokat a szimulációs eredményeket, melyek ez utóbbi módszer jó alkalmazási lehetőségeit bizonyítják pl. a biológiában, vagy a szabályozástechnikában.

1. Az NN automata algebrai modellje

NN automatanak nevezzük az

$$A = (X, \otimes, L(t), H, d)$$

algebrai rendszert, ahol  $X, \Theta$  nem üres halmazok.  $X$  a bemenő jelek,  $\Theta$  a kimenetek (válaszok) halmaza. Az  $A$  NN automata az  $x \in X$  bemenet hatására kibocsát egy  $\vartheta \in \Theta$  választ. Ezt a következőképpen jelöljük:

$$A(x) = \vartheta$$

$L(t) \subset X \times \Theta$  a rendezett bemenet-kimenet párok  $t$ -től függő halmaza. A  $t$  valós paraméter az idő, mely diszkrét skálán fut végig. Az  $L$  halmazt tananyagnak, elemeit tanulópontoknak nevezzük.

$H$  lineárisan rendezett halmaz.

$d$  kétváltozós függvény,  $d : X \times X \rightarrow H$ .

$d$ -re vonatkozólag a következő két természetes kikötést tesszük:

$$a.) \quad \forall x, y \quad [d(x, y) = d(y, x)] \\ x, y \in X$$

$$b.) \quad \forall x, y, z \quad [d(x, y) = \min_z d(x, z) \leftrightarrow x = y] \\ x, y, z \in X$$

Az NN automata működése tehát a következő:

A bemenetre érkező ismeretlen objektumot (szituációt) állítsuk párba a tananyagban specifikált bemenetekkel. Az így kapott párokat  $d$  által képezzük le a  $H$  rendezett halmazra. Válasszuk ki a legkisebb (legközelebbi, legnagyobb hasonlóságot mutató) párt, s az ehhez tartozó - tananyagban specifikált - viselkedési módot válasszuk. Látható, hogy a most vázolt modellnek speciális esete az NN algoritmus:  $X$  ekkor metrikus tér,  $d$  e tér metrikája, mely két feltételünket természetesen kielégíti,  $H$  a nemnegatív valós számok halmaza. A tananyag az NN algoritmus esetében, a diszkrét időskálán előre haladva egyszerűen úgy változik, hogy a beérkező bemeneteket és a

szerzett tapasztalatokat (visszaigazolás) párba állítjuk és tanulópontokként tároljuk. Az automata a következő döntést az ily módon kiegészített tananyag alapján hozza. Fontos kérdés, hogy az üres tananyaggal induló NN automata esetében hogyan alakul a hibás döntések relatív gyakorisága az idő függvényében és milyen végleges biztonság érhető el. E kérdésekkel Cover és Hart foglalkoztak, eredményeik elég általános feltételek teljesülése mellett az átlagos NN hiba  $R$  és az elméletileg optimális Bayes hiba  $R^*$  viszonyáról a következőket mondják:

$$R^* \leq R \leq 2R^* ,$$

metrikus veszteségfüggvény esetén, és

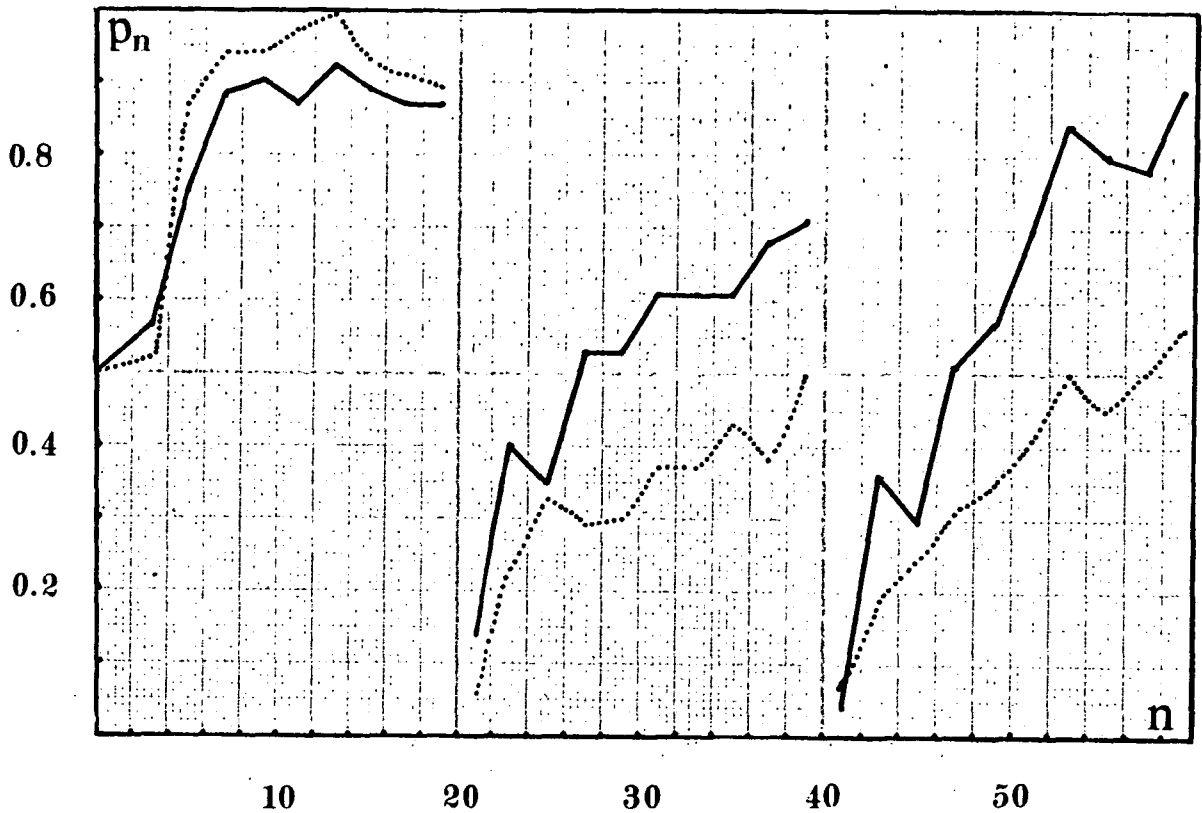
$$R^* \leq R \leq 2R^* (1 - R^*) ,$$

Kronecker féle veszteség függvényt alkalmazva, válaszlehetőséget feltételezve.

Ezek az eredmények azonban csak stabil, változatlan környezetben igazak. Ennek illusztrációjaként tekintsük a következő szimulációs kísérletet!

A tanulópontokat két, különböző várható értékű normális eloszlásból sorsoltuk. Az NN automatának a bemenetére adott mintát megfigyelve következtetnie kellett arra, hogy az melyik várható értékhez tartozik. Az automata minden lépés után megkapta a helyes választ, s az így nyert információt (tanulópontot) tárolta. Az ábrán (pontosított vonal,  $1 \leq n < 20$ ) a helyes döntések relatív gyakoriságának alakulását rajzoltuk fel a beérkezett minták számának függvényében (több lefutás eredményeit átlagolva).

A görbe első szakasza ( $1 < n \leq 10$ ) nagy hasonlóságot mutat az ilyen jellegű pszichológiai teszt-kísérletek eredményeivel.



A 20. lépés után hirtelen  $180^\circ$ -kal megváltoztatva a környezetet (ugy, hogy a két várható érték egymással helyet cseréljen), mint az ábrán látható ( $20 \leq n < 40$ ) a helyes döntések relatív gyakorisága zérusra csökken, ugyanis az eddigi tapasztalatok ettől a pillanattól fogva, az új környezetben tévesnek bizonyulnak. A tanulási görbe további szakasza laposabb, mint az első volt.

Tulajdonképpen ez is megfelel annak az általános tapasztalatnak, hogy a megváltoztatott környezethez nehezebben alkalmazkodnak a kísérleti alanyok. Amíg azonban a fent bemutatott NN automata-reprezentáció csak egyféle sebességgel képes a változó környezethez alkalmazkodni, és ez az alkalmazkodás a környezet sorozatos megváltozásai után egyre kevésbé hatásos, addig a különféle intelligenciájú lények különféle alkalmazkodási képességet mutatnak. Ez a képesség állandó marad, ha a környezetváltozás periódusa lassabb, mint alkalmazkodási idejük.

Célunk egy olyan NN automata-reprezentáció megkonstruálása, mely beállítható alkalmazkodási képességgel rendelkezik, s ez nem romlik el a változó környezetben sem.

## 2. Az F-NN modell

Az előző pontban felvetett problémát általánosságban a következőképpen oldhatjuk meg: Minden tanulópontot beérkezésétől fogva egy T tesztnek vetjük alá, mely az adott tanulópont "hatásosságát" méri az automata viselkedése szempontjából. A T tesztet sokféleképpen definiálhatjuk, így több NN automata-reprezentációhoz jutunk. Mi a következő megoldást választottuk: minden tanulópont mellé egy un. felejtési függvényt rendeltünk, mely  $t$ -vel szigorúan monoton változik. Ha a felejtési függvény elér egy bizonyos limitet, az adott tanulópontot egyszerűen kiejtjük a memóriából. Ha egy tanulópont részt vesz egy döntés meghozatalában, akkor a döntés kimenetelétől függően a felejtési függvényt vagy visszaállítjuk egy alacsonyabb szintre, vagy megnöveljük.

A felejtési függvény paramétereinek megfelelő megválasztásával más-más alkalmazkodási szint modellezhető. Az ábrán folytonos vonallal húztuk be egy ilyen típusú modell viselkedésére jellemző tanulási görbét, melyet a már ismertett szimulációs kísérlet elvégzése során nyertünk.

## Irodalom

Cover, T.M., P.E. Hart: The Nearest Neighbor pattern classification, IEEE Trans. on Information Theory, vol. IT-13, (1967.)





SOTE Kísérleti Kutató Laboratórium

Az artéria-fal biomechanikai tulajdonságainak modellezése

Hudetz Antal és Monos Emil

1. Bevezetés

A vérkeringési rendszer működésének megismerésében igen lényeges a véredények mechanikai tulajdonságainak vizsgálata. Thomas Young már 1808-ban foglalkozott az érfal-rugalmasság és a haemodinamika összefüggésével. Az utóbbi évtizedekben az erek bonyolultabb biomechanikai tulajdonságainak jellemzésére történtek kísérletek. (Cox 1974, Dobrin 1970, Fung 1967, Gow 1972, Middleman 1972, Mirsky 1973, Monos 1973, Patel 1972 stb.). A kutatás fellendülését olyan problémák megoldásának igénye motiválja, melyek az érfal-reológia részletes és kvantitatív ismeretében válaszolhatók meg (mechanikai tulajdonságok, összefüggés a keringésszabályozással, korral, érkárosodásokkal, véráramlási jelenségekkel stb.).

A nagy artériák biomechanikai tulajdonságainak elméleti vizsgálatában célkitűzéseink a következők: az artériák mechanikai deformációit leíró rugalmas alapegyenletek felállítása, az artéria-fal anyagi tulajdonságaira jellemző rugalmas állandók definiálása és az artéria-fal tulajdonságainak szerkezethű modellezése kontinuum-mechanika alkalmazásával.

Az artéria-fal ilyenfajta jellemzésével kapcsolatban két fontos probléma merül fel.

a.) Az alkalmazandó mechanikai elméletet igen bonyolulttá teszi, hogy az artéria-fal inhomogén makroszkópikus szerkezetű anyag, mely fiziológias körülmények között is nagy deformációkat szenved, továbbá erősen nemlineáris és időfüggő rugalmassági tulajdonságokat

mutat : un. nemlineáris viszkoelasztikus anyag.

b.) Kérdés továbbá, hogy egyáltalán jellemezhető-e az érfal - mint speciális élő anyag - tisztán mechanikai elmélet segítségével.

Tegyük fel például, hogy az érfal egy infinitezimálisan kis térfogatelemének rugalmasságát  $n$  db  $C_i$  paraméter jellemzi (inkrementális modulusok). Az előbbieket szerint  $C_i$  több fizikai (és nem fizikai) mennyiség függvénye :

$$C_i = C_i (\epsilon_{K1}, X_i, T, t, \Psi)$$

ahol  $\epsilon_{K1}$  : a deformációtenzor komponensei,

$X_i$  : helykoordináták a falon belül,

$T$  : hőmérséklet,

$t$  : idő,

$\Psi$  : a simaizmok kontrakciós állapota, egyéb biológiai hatások.

A  $C_i$  paraméterek tehát bonyolult függvények, meghatározásuk csak speciális esetekben, 3 vagy 4 változó rögzítése esetén valószínűsíthető meg. Végeredményben a következő konklúziókat vonjuk le:

1. Az artéria-fal biomechanikai tulajdonságai vizsgálatában különböző egyszerűsítő feltevéseket kell tennünk, hogy az elmélet matematikailag kezelhetővé váljék.
2. Az anyagi állandók helyett anyagi függvényekkel kell számolnunk.

Vizsgálatainkban az artéria-falat homogén passzív anyagként kezeltük, mely izoterm és kvázi-statisztikus állapotváltozásokon megy keresztül. Feltételeztük, hogy az artéria-fal speciális anizotópiájú (ortotrop), inkompresszibilis és hengerszimmetrikus, továbbá, hogy ezen tulajdonságok a deformációk során megmaradnak. Tekintetbe vettük, hogy az artéria-fal fiziológiai terhelése esetén (intraluminális nyomás) az artéria torziója elhanyagolható (Patel 1972).

A következőkben az inkrementális mechanika alkalmazását mutatjuk be az érfal esetére.

## 2. Az érfal inkrementális alapegyenletei és rugalmassági modulusai

Az inkrementális deformációk mechanikájában (Biot 1965) nemlineáris, nagy deformációs esetre is alkalmazhatjuk a klasszikus lineáris rugalmasságelmélet egyenleteit. Tekintsük az érfalat egy tetszőlegesen deformált, nem feltétlenül feszültségmentes állapotában, és szuperponáljunk e kiindulási állapotra egy infinitezimális deformációteret. A kiindulási állapotban a falra jellemző rugalmassági paraméterek úgy definiálhatók, mint az infinitezimális deformációter komponensei és a hozzájuk tartozó feszültség-növekmények kapcsolatában szereplő konstansok. Ha az érfal elegendően kis deformációit vizsgáljuk, mondhatjuk, hogy egy adott állapot kis környezetében a rugalmassági paraméterek konstansok. Ez az ún. munkaponti linearizálás. Az állandók értéke az érfal minden állapotában rendszerint különböző.

Az artéria-falra tett feltételezéseket figyelembe véve az artéria-falra a következő két, inkrementális mennyiségeket tartalmazó egyenlet vezethető le:

$$S_{\varphi} - S_r = B_1 e_{\varphi} + B_2 e_z$$

$$S_z - S_r = B_2 e_{\varphi} + B_3 e_z$$

ahol  $S_{\varphi}$  és  $S_r$  cirkumferenciális és radiális feszültségnövekmények az érfalban,  $e_{\varphi}$  és  $e_z$  cirkumferenciális és axiális deformáció-mennyiségek.

Ha  $R$  egy artéria szegmens sugara és  $L$  a hossza, akkor

$$e_{\varphi} = \frac{\Delta R}{R} ; \quad e_z = \frac{\Delta L}{L}$$

relativ megnyújtások.

E két egyenlet 3 anyagi paramétert tartalmaz, melyek a deformációtól függenek:

$$B_i = B_i (\varepsilon_\varphi, \varepsilon_z)$$

Számunkra a  $B_1$  állandó érdekes, mivel az az artéria fal intraluminális nyomással történő tágíthatóságára jellemző.

Definíciójában az in vivo szituációnak leginkább megfelelő határfeltételek szerepelnek (axiális izometria):

$$B_1 = \left. \frac{S_\varphi - S_r}{e_\varphi} \right|_{e_z = 0}.$$

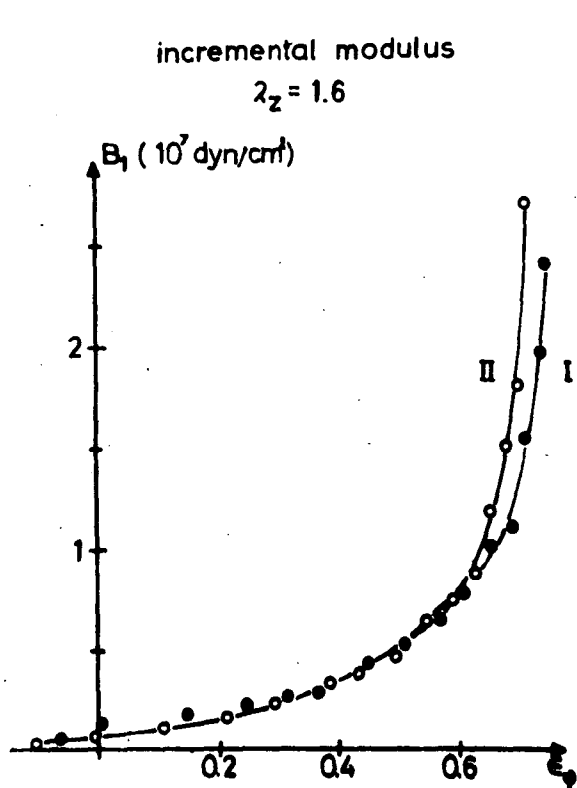
$B_1$ -ben minden mennyiség mérhető, ill. számolható, az artéria külső sugara és az intraluminális nyomás mért értékeiből.  $S$  és  $S_r$  a rugalmasságelmélet egyensúlyi egyenleteinek felhasználásával számolhatók.

Az 1. és 2. ábra in vitro axiális izometria mellett végzett mérések alapján számolt  $B_1$  függvényeket mutat. (A méréseket illetőleg lásd: Monos E. előadásának e kötetben szereplő anyagát.)

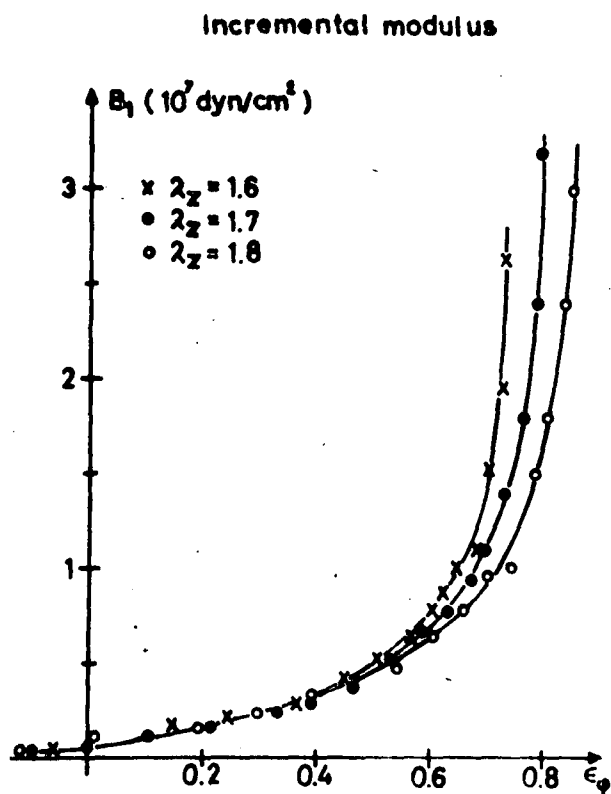
Az 1. ábra két arteria carotis communis  $B_1$  függvényét mutatja, a 2. ábra pedig az egyik artéria különböző axiális megnyújtása esetére számolt  $B_1$  függvényeket.

Az artéria-fal nemlineáris rugalmassági tulajdonságai leírásának további lehetséges megközelítése a nemlineáris nagy deformációs alap-egyenletek bevezetése, mely két úton történhet:

- a.) standard polinomiális módszer a deformáció-energiasűrűség-függvény felhasználásával,
- b.) modellezés módszere.



1. ábra



2. ábra

3. Az érfal polinomiális alapegyenlete és rugalmassági állandói

Legyen  $W$  az artéria-szegmens deformáció-energiatartalomja fiziológiai terhelés esetén. Ekkor  $W$  kifejezhető, mint

$$W = W(\epsilon_r, \epsilon_\phi, \epsilon_z)$$

ahol  $\epsilon_r$ ,  $\epsilon_\varphi$ ,  $\epsilon_z$  Green St. Venant-féle deformációmennyiségek.  $W$  (Patel 1972) közelíthető a deformációmennyiségek polinomjával. Az artéria fal inkompresszibilitási tulajdonságát figyelembe véve és ha axiális elmozdulás nincs ( $\epsilon_z = 0$ )  $W$  csak polinomja, azaz

$$W = W_0 + A_1 \epsilon_\varphi + A_2 \epsilon_\varphi^2 + A_3 \epsilon_\varphi^3 + \dots$$

ahol

$$\epsilon_\varphi = \frac{1}{2} \left[ \frac{R^2}{R_0^2} - 1 \right],$$

$R_0$  és  $R$  az artéria sugarai a deformáció előtt és után. Az  $A_i$  konstansok az artéria-fal anyagi állandói axiális izometria esetén. ( $A_i$ -k ugyanis függenek az axiális előfeszítettség fokától.) Mivel inkompresszibilis anyagra (Patel 1972)

$$S_\varphi - S_r = (1 + 2 \epsilon_\varphi) \frac{\delta W}{\delta \epsilon_\varphi}$$

a falban fellépő cirkumferenciális és radiális feszültségek különbsége szintén polinomja:

$$S_\varphi - S_r = \alpha_1 \epsilon_\varphi + \alpha_2 \epsilon_\varphi^2 + \alpha_3 \epsilon_\varphi^3 + \dots$$

$A_i$  konstansok között egyszerű összefüggések állnak fenn. A konstansok ismeretében a  $B_1$  inkrementális modulus is származtatható a következő képlet alapján (Biot 1965):

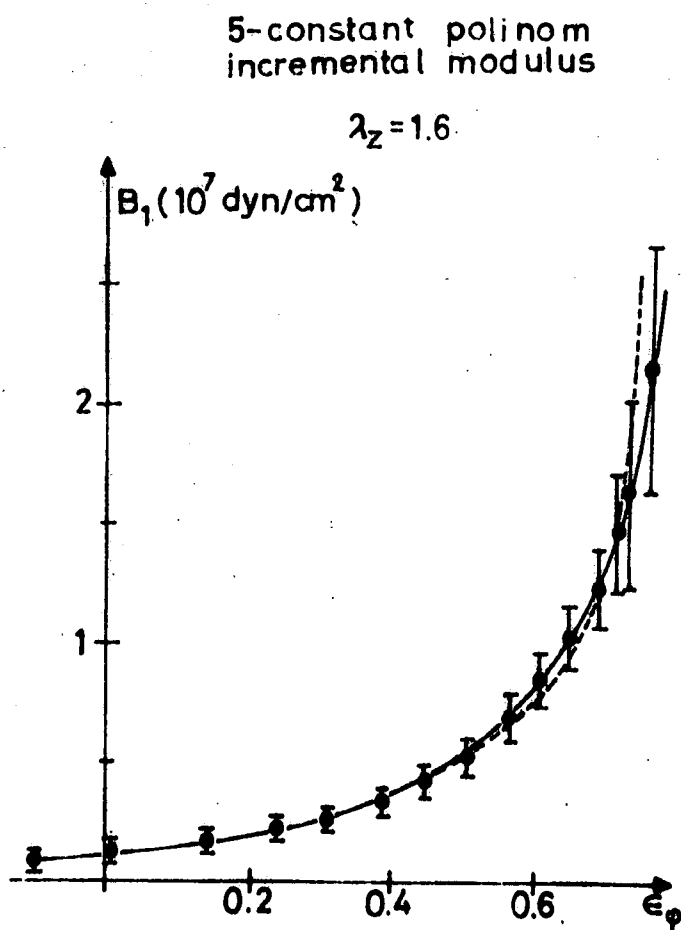
$$B_1 = (1 + 2 \epsilon_\varphi) \frac{\delta (S_\varphi - S_r)}{\delta \epsilon_\varphi}$$

Az  $A_i$  alapkonsztansok kiszámításánál az ismert  $S_\varphi - S_r$  feszültségértékekre a legkisebb négyzetek módszerével illesztettük a polinom alapján számolt feszültségértékeket az  $\alpha_i$  állandók függvényében, majd az így kapott  $\alpha_i$ -kből kiszámoltuk az  $A_i$  konstansokat. A feszültségek, a konstansok számítását és az illesztést számítógéppel végeztük el.

A végtelen polinomot természetesen meg kellett szakítanunk valahol. A polinom fokszámát a legnagyobbra választottuk, melynél még szignifikáns alapkonsztansokat kaptunk. Magasabb fokszámú polinom ugyanis a rugalmassági tulajdonságok pontosabb leírását, ugyanakkor bizonytalanabb értékű anyagi állandókat eredményez.

A különböző artériák esetében általában 5-öd-, vagy 6-odfokú polinom bizonyult a legmegfelelőbbnek.

A 3. ábra a polinomból számolt, és a közvetlenül számolt  $B_1$  modulus-függvényt mutatja.



3. ábra

#### 4. Az artéria-fal szerkezeti modellje.

Az artéria-fal polinomiláris alapegyenlete a fal rugalmassági viselkedését tetszőleges pontossággal írja le, rugalmassági állandóinak azonban nincs szemléletes fizikai jelentése. Ezért a továbbiakban az artéria nemlineáris alapegyenletének felállítására strukturális modellt alkalmaztunk. A modell a következő alapfeltetelezéseken nyugszik. (Middleman, 1972.)

a.) Az artéria rugalmasságát alapvetően meghatározó tényezők a lineárisan rugalmas elastin, (modulusa  $E_e$ ) és a lineárisan rugalmasnak feltételezett collagen rostok (modulusok  $E_c$ ).

b.) A rugalmasságbeli nemlinearitást a collagen rostok okozzák. Ezen rostok körkörösén úgy helyezkednek el, hogy adott deformációnál egy részük laza, ezekben feszültség nem keletkezik, más részük feszes, és ezekben keletkezik feszültség.

c.) A már feszes collagen rostok száma csak az ér circumferenciális deformációjától függ. Ekkor az érfal inkrementális modulusa a következőképpen írható fel:

$$B_1 = E_e + E_c \int_0^{\epsilon'} n(\epsilon') d\epsilon'$$

ahol  $n(\epsilon') d\epsilon'$  az  $\epsilon'$  és  $\epsilon' + d\epsilon'$  intervallumban megfeszülő rostok száma. Ha az eloszlásfüggvényt a következőképpen választjuk meg (4. ábra)

$$n(\epsilon') = b^2 \epsilon' e^{-b\epsilon'}$$

az integrálás elvégzése után az alábbi kifejezést kapjuk a modulusra:

$$B_1 = E_e + E_c (1 - e^{-b\epsilon}) (1 + b\epsilon)$$

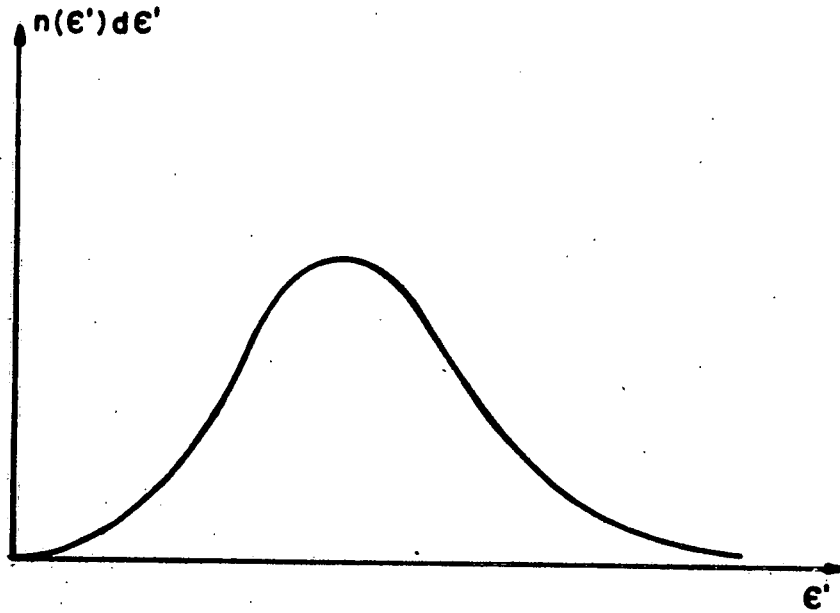
Ha  $\epsilon = \ln(R/R_0)$ , a feszültségekre az

$$S_\varphi - S_r = \int B_1 \cdot d\epsilon + C$$

képlet alapján kaphatjuk:



$$S_{\varphi} - S_r = E_e + E_c \left\{ 1 - \frac{2}{b\varepsilon} \left[ 1 - e^{-b\varepsilon} \left( 1 + \frac{1}{2} b\varepsilon \right) \right] \right\} .$$



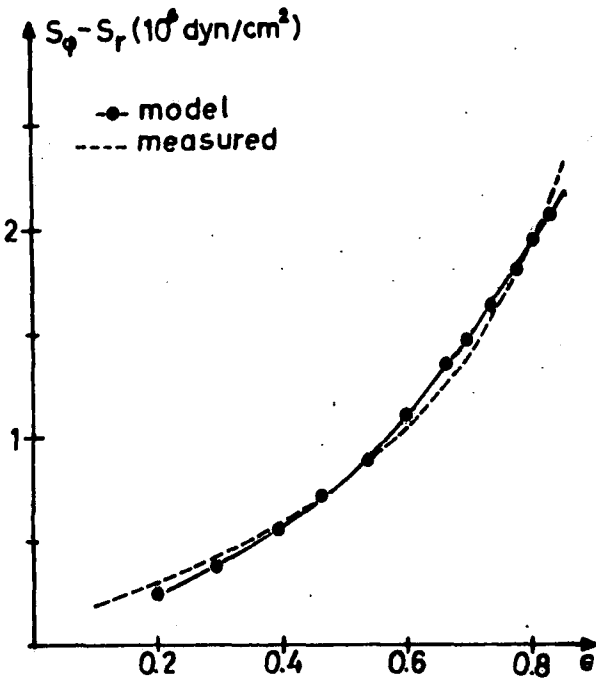
4. ábra

A modellben tehát 3 ismeretlen paraméter szerepel ( $E_e$ ,  $E_c$ ,  $b$ ). A paraméter-értékeket a közvetlenül és a modell alapján számolt feszültségértékek számítógépes illesztéséből kaptuk. Technikailag

$$H(E_e, E_c, b) = \sum_i \left[ (S_{\varphi} - S_r^{(i)})_{\text{mért}} - (S_{\varphi} - S_r^{(i)})_{\text{számolt}} \right]^2$$

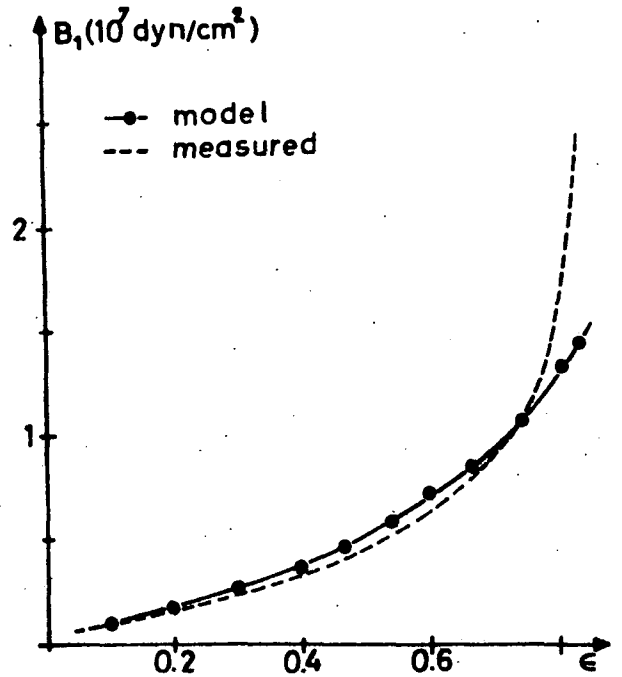
hibafüggvényt minimalizáltuk a paraméterek függvényében. Mivel a modell a paraméterek nemlineáris függvénye, a hibafüggvény minimumát numerikus módszerrel kerestük meg, melyre két stratégiát alkalmaztunk. Az első program először a "steepest descent" módszerrel indul, majd a véletlen irányok módszerével folytatja a minimum keresését. Az esetek nagyobb részében a második, az ún. Powell módszer bizonyult eredményesebbnek.

structural model  
stress difference  
 $\lambda_z = 1.8$



5. ábra

structural model  
incremental modulus



6. ábra

Az 5. és 6. ábrán példát láthatunk az illesztett feszültségfüggvényekre, ill. az inkrementális modulusra. A modell szigorú próbája az inkrementális modulusok egyezése, láthatjuk, hogy az nem olyan jó, mint a feszültségek esetén. (Illeszthettük volna az inkrementális modulusra is, és így jobb egyezést is elérhettünk volna, azonban mivel  $B_1$ ,  $S_\phi - S_r$  és  $\epsilon_\phi$  szerinti differenciálhányadosa, melyet csak véges differenciáhányadosokkal lehet közelíteni, a mérési hibák  $B_1$ -ben nagyobb szóráshoz vezettek. Az  $S_\phi - S_r$  értékek az anyag rugalmasságára vonatkozó teljes informá-

ciót tartalmazza az adott határfeltételnél.) A paraméter-értékekre pl. az egyik artéria esetében a következő konfidencia intervallumokat kaptuk:

$$E_e = (4,5 - b) \cdot 10^5 \text{ dyn/cm}^2$$

$$E_c = (87 - 95) \cdot 10^6 \text{ dyn/cm}^2$$

$$b = 0,33 - 0,35$$

A mért és a modell alapján számított rugalmassági karakterisztikák egyezése egyelőre nem olyan jó, hogy a paraméter-értékek alapján részletekbe menő biológiai következtetéseket tudjunk levonni. A reális struktúra modellezés további érfal-morfológiai és matematikai vizsgálatokat tesz szükségessé.

### 5. Összefoglalás

Az artéria-fal nemlineáris mechanikai tulajdonságait kontinuum elmélet alkalmazásával vizsgáltuk az inkrementális és nagy deformációs mechanika szerint. Az artériáról feltételeztük, hogy teljesen rugalmas, inkompresszibilis, homogén, ortotrop hengerszimmetrikus cylinder, mely csak fiziológiai terhelésnek megfelelő deformációkat szenved. Az inkrementális mechanika egyenletei alapján, melyek az érfal kis deformációit írják le, definiáltunk egy az artéria intraluminális nyomással történő tágíthatóságára jellemző inkrementális rugalmassági modulust, axiális izometria határfeltétellel. Az artériák nagy deformációira alkalmazott polinomiális nemlineáris alapegyenlet tetszőleges számú anyagi állandót tartalmaz és az artéria rugalmas viselkedését pontosan írja le. Az artéria-fal szerkezeti modellje alapján felállított alapegyenlet több fizikai tartalommal rendelkezik, mint a polinomiális egyenlet, a rugalmassági tulajdonságok pontosabb modellezése azonban további érfal-morfológiai és matematikai vizsgálatokat tesz szükségessé.

### Köszönetnyilvánítás

Köszönetünket fejezzük ki a számítógépi munkák elvégzéséért Szutrély Judit tudományos munkatársnak (Simmelweis OTE, Számítástechnikai Csoport), aki értékes tanácsaival is nagyban segítette a vizsgálatok előbbrevitelét.

Irodalom

- Biot, M.A. (1946.) "Mechanics of Incremental Deformations", John Wiley and Sons, New-York.
- Cox, R.H. (1974.) Three-dimensional mechanics of arterial segments in vitro J. Appl. Physiol, 36: 381-384.
- Dobrin, P.B. and Doyle, J.M. (1970.) Vascular smooth muscle and the anisotropy of carotid artery. Circ.Res. 27: 105-119.
- Fung, Y.C.B.(1967.) Elasticity of soft tissues in simple elongation. Am. J. Physiol. 213: 1532-1544.
- Gow, B.S. (1972.) The Influence of Vascular Smooth Muscle on the Viscoelastic Properties of Blood Vessels, In: Cardiovascular Fluid Dynamics (ed, by D.H. Bergel) Vol. 2, 66-104, Academic Press, New-York.
- Middleman, S. (1972.) "Transport Phenomena in the Vascular System", John Wiley and Sons, New-York.
- Mirsky, I. (1973.) Pulse Velocities in Cilindrical, Tapered and Curved Anisotropic Elastic Arteries. Bull. Math. Biol. 35: 495-513.
- Monos E., R.H. Cox, L.H. Peterson (1973.) Effect of vasopressin and norepinephrine on large deformation mechanics of canine arteries in vitro. Physiologist, 16: 399.
- Patel, D.J. and R.N. Vaishnav (1972.) The Rheology of large Blood Vessels, In: Cardiovascular Fluid Dynamics (ed. by D.H. Bergel). Vol. 2. 2-60, Ac. Press, New-York.

Semmelweis OTE Kísérleti Kutató Laboratórium

Az arteria-fal quasi-statikus és dinamikus tulajdonságainak vizsgálata számítógépi módszerekkel

Monos Emil

Legnagyobb orvosi probléma - egyben feladat - ma hazánkban és sok már országban is a morbiditási és mortalitási statisztikák élén stagnáló szív-érrendszeri betegségek leküzdése. A hatékony gyógyításhoz, ill. megelőzéshez azonban még fontos élettani, biofizikai alapismeretek hiányoznak, különösen az érrendszer funkcióinak irányítási folyamatai terén. Az ilyen vonatkozású vizsgálatok során a kutatók túlnyomórészt vérnyomás és véráramlás teszteket alkalmaztak. Az irányító (idegi, hormonális, farmakológiai stb.) hatások fiziológiai, patológiai, ill. terápiás jelentőségének pontos felméréséhez, megértéséhez azonban elengedhetetlen annak vizsgálata, hogy az érfal biomechanikai állapota (feszültség-megnyúlás viszonyok) miként befolyásolja a neurohumorális ágensek effektivitását az ér-simaizomzaton, másrészt hogyan hatnak ezek az ágensek az erek mechanikai tulajdonságaira. Nagyon lényeges aspektus ez azért is, mert olyan fontos jellemzők, mint a vérkeringési rendszer nyomás-áramlás, nyomás-térfogat, nyomás-pulzussebesség jelleggörbéi (Peterson, 1960), vagy az érfalban lévő nyújtási receptorok érzékenysége (Bagshaw, Peterson, 1972) közvetlenül függenek a fal statikus és dinamikus mechanikai tulajdonságaitól. Ezek alapján is nyilvánvaló, hogy a vérkeringési rendszer működési mechanizmusairól nem lehet hű modellt alkotni az érfal fizikai tulajdonságainak pontos meghatározása nélkül. Az ilyen irányú kutatásokra újabban serkentőleg hat a mérés- és számítástechnika nagyarányú fejlődése. E terület problémái u.i. csak komplex, precíz mérési eljárásokkal oldhatók meg, melyek hatalmas számítási igényeket támasztanak mind a rutinszámolás, mind a modellezés terén. Az érfalra biomechanikai szempontból jellemző, hogy aktív és passzív elemekből épül fel, továbbá

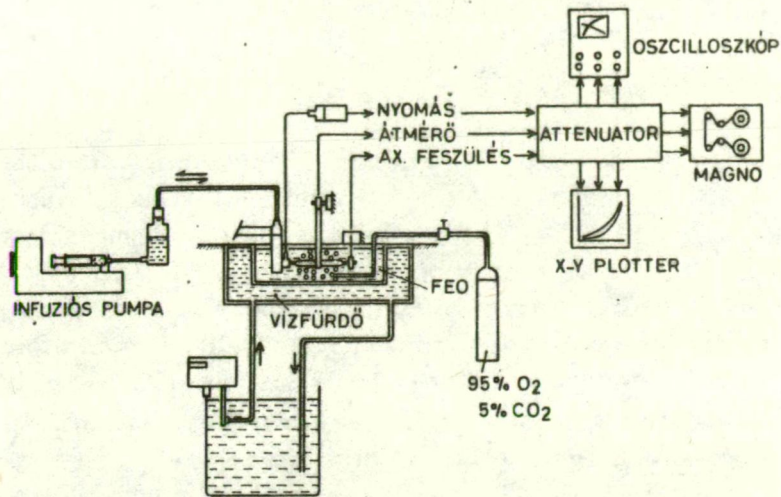
inhomogén, viszkoelasztikus, nemlineáris, s különböző nagyságu és dinamikájú deformációknak van kitéve az élő szervezetben. E viszonyokból következik, hogy nagy deformációkra kiterjedő és kielégítő pontosságú érmechanikai elemzést a legkorszerűbb technikai segédlet mellett is sokszor csak in vitro lehet megvalósítani. Ezért a közelmúltban két fő vonalon végeztünk kutatásokat a philadelphiai Bockus Kutató Intézet munkatársaival együttműködésben:

A.) Új, in vitro módszert alkalmazva (Cox, 1974) quasi-statisztikus viszonyok és axialis izometria mellett elemeztük, hogy széles intraluminalis nyomástartományban hogyan változik az artériák falának cirkumferenciális megnyúlása, valamint háromdimenzionális feszülése noradrenalin és arginin-vasopressin hatására (Monos, Cox, Peterson 1973a, 1974).

B.) In vivo, a pulzatil változók amplitudó és frekvencia-tartományában harmonikusanalízist alkalmazva vizsgáltuk, hogyan változik az artériák falának dinamikus elasztikus modulusa arginin-vasopressin hatására stop-flow mellett (Monos, Cox, Peterson 1973 b).

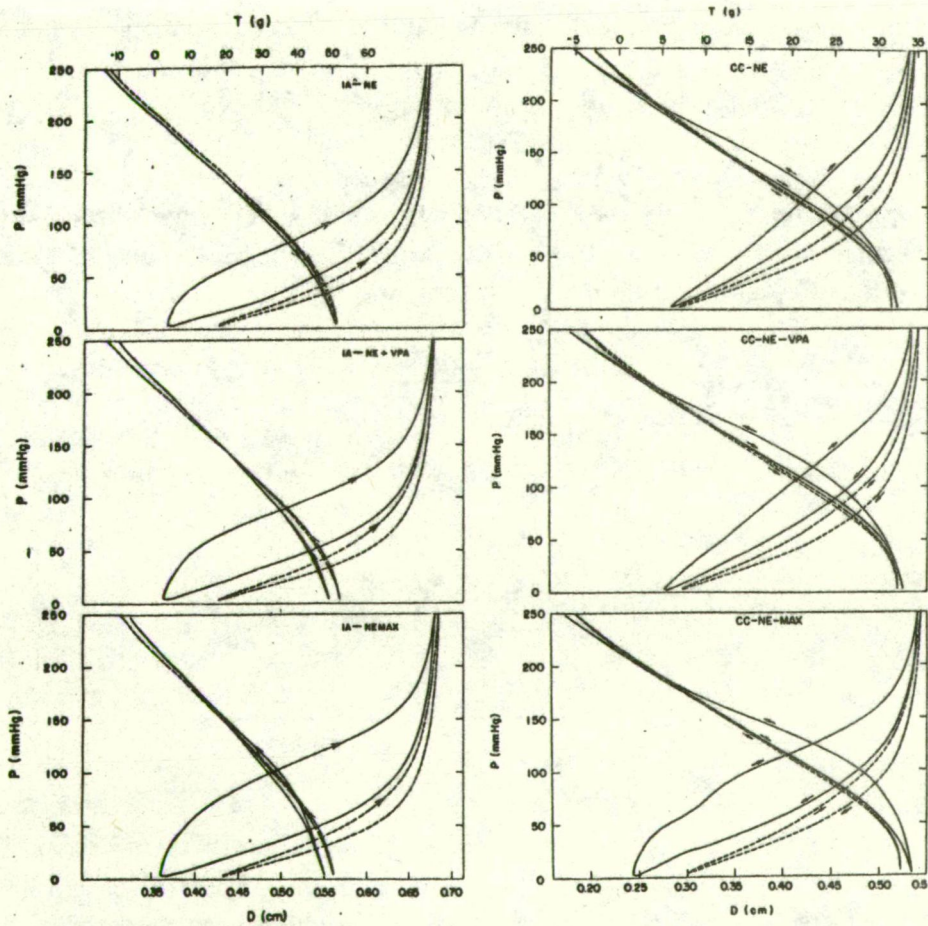
#### A.

Az in vitro kísérletekben három változót regisztráltunk al-tatott kutyákból kimetszett a. carotis communis és a. iliaca cilind-rikus szegmentjein exialis izometria mellett. Ezek: intraluminalis nyomás, mint független változó, valamint külső átmérő és axiális nyújtóerő, mint függő változók. Az 1. ábrán működési vázlat lát-ható a mérések kivitelezéséről. Az in vivo hosszra nyújtott ér-ci-lindert  $O_2 + CO_2$  gázkeverékkel átbuborékolatott, ultratermosztát-tal temperált fiziológias elektrolit-dextrose pufferoldatba helyeztük. Az ér intraluminalis nyomását levegő egyenletes, lassu - 100 Hgmm/min - befúvásával, ill. leeresztésével változtattuk 0-250 Hgmm-es nyomástartományban. A nyomást elektromanométerrel, az átmérőt és az axiális nyújtóerőt pedig ellenállásbélyeges jelátalakítóval mértük. Az analóg villamos jeleket egy elosztó berendezés közbeiktatásával on-line mágnesszalagos jeltárolón, ill. oszcilloszkópon és X-Y raj-zolón regisztráltuk, végül adatfeldolgozás céljára off-line nyomás-



1. ábra

Az érfalmechanika in vitro mérésére szolgáló berendezés működési vázlata.



2. ábra

Noradrenalin (NE) és arginin-vasopressin (VPA) hatása az artéria iliaca (IA) és az arteria corotis communis (CC) nyomás (P) vs. átmérő (D) és P vs. axiális nyújtóerő (T) jelleggörbéire. A P vs. D görbék a szektorok jobb felső, a P vs. T pedig bal felső sarka felé tartanak. Szaggatott: kontroll (ellazult simaizomzat), folyamatos: hormonally aktivált állapot (NE: 0,5  $\mu\text{g/ml}$ , NEMAX: 5  $\mu\text{g/ml}$ , VPA: 150  $\mu\text{E/ml}$ ).

átmérő és nyomás-axiális nyújtóerő jelleggörbék formájában rajzoltattuk ki a mágnesszalagon rögzített változókat. Ilyen jelleggörbék láthatók a 2. ábrán. A görbékről 10 Hgmm-es intervallumokban olvastuk le az adatokat és digitális számítógéppel határoztuk meg a passzív és aktív megnyúlás, valamint a háromdimenzionálisan fellépő feszültségek értékeit. Az adatfeldolgozás fő lépéseit mutatja a 3. ábra. Az aktív cirkumferenciális megnyúlást a külső kerület mentén, egy adott nyomásszint esetére a következő összefüggésből számítottuk ki:

$$\epsilon_b = \frac{2b_1\pi - 2b_0\pi}{2b_0\pi} = \frac{\Delta b}{b_0}$$

ahol  $b_0$  a kontroll, ellazult állapotban mért  $b_1$  pedig a simaizom aktiválás alatt mért külső sugár. Az így definiált aktív megnyúlás inverze egyenlő az érkontrakció relatív értékével.

A háromdimenzionális falfeszültségeket klasszikus egyensúlyi egyenletek segítségével számítottuk ki. A  $P_i$  nyomásértékekhez tartozó átlagos cirkumferenciális falfeszültség a következő összefüggés alapján határozható meg:

$$\bar{\sigma}_\phi = \frac{P_i a}{(b - a)}$$

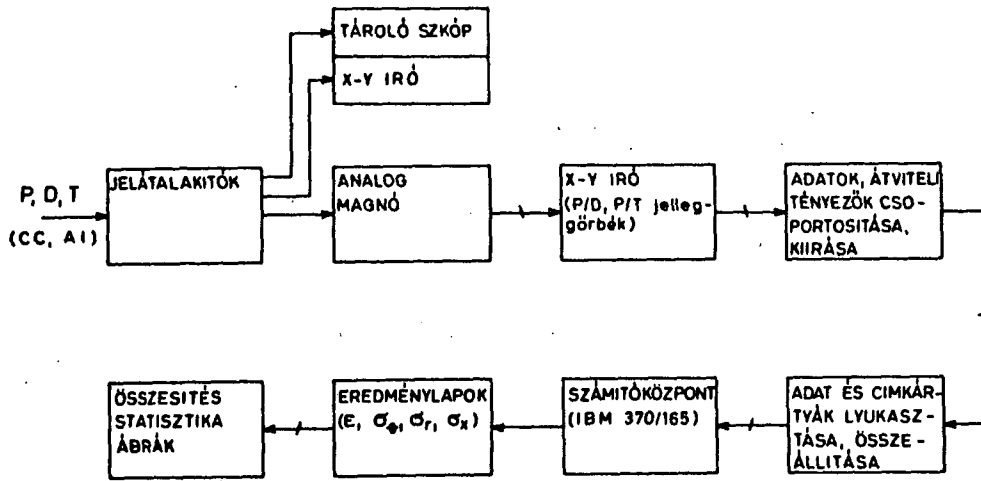
Az átlagos axiális  $\sigma_x$ , ill. radiális  $\sigma_r$  irányú feszültség:

$$\bar{\sigma}_r = -\frac{a}{(b + a)}$$

$$\bar{\sigma}_x = \frac{a^2}{(b^2 - a^2)} + \frac{T_x}{\pi \cdot (b^2 - a^2)}$$

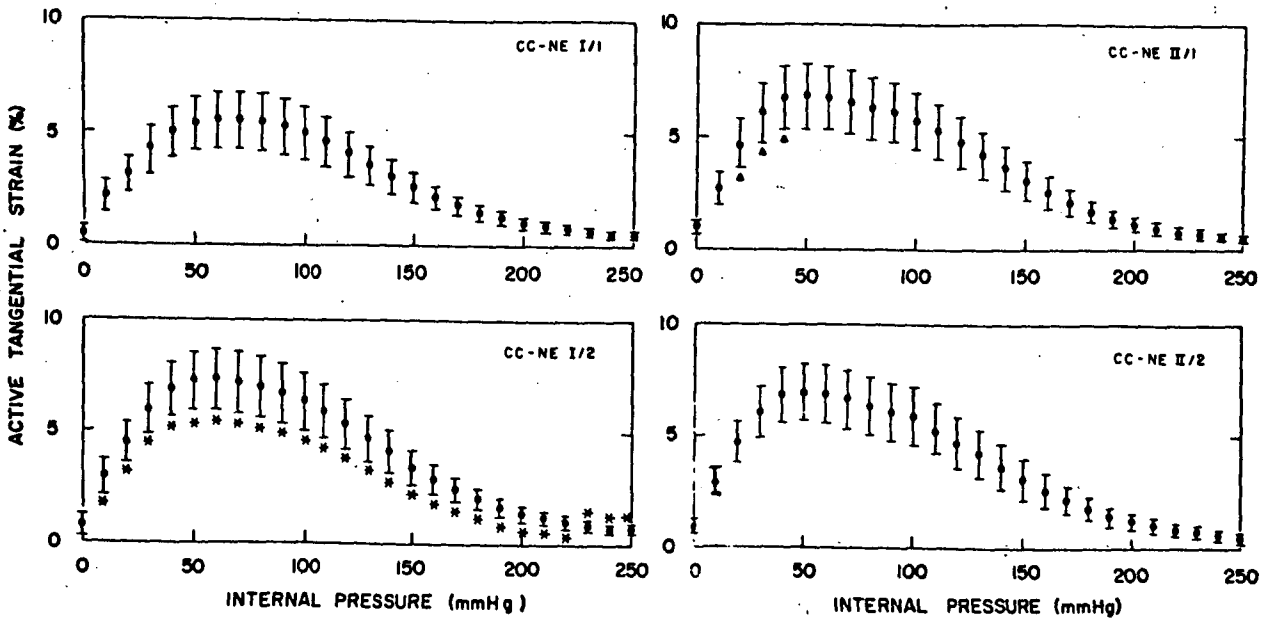
ahol  $a$ : belső sugár,  $b$ : külső sugár,  $T_x$  pedig az axiális irányban ható nyújtóerő. Az aktív falfeszültség a kontroll és az aktivált simaizomzatu erek falára számított feszültségek azonos passzív megnyújtásnál leolvasott különbségéből nyerhető.





ADATFELDOLGOZÁS HATÁSVÁZLATA „IN VITRO” ÉRFAL VIZSGÁLATOK SORÁN

3. ábra



4. ábra

0,5 ug/ml noradrenalin (NE) kiváltott cirkumferenciális megnyúlás változás (ACTIVE STRAIN) az intraluminalis nyomás (PRESSURE) függvényében arteria carotis comunison (CC), 11. kísérlet átlaga . További magyarázat a szövegben.

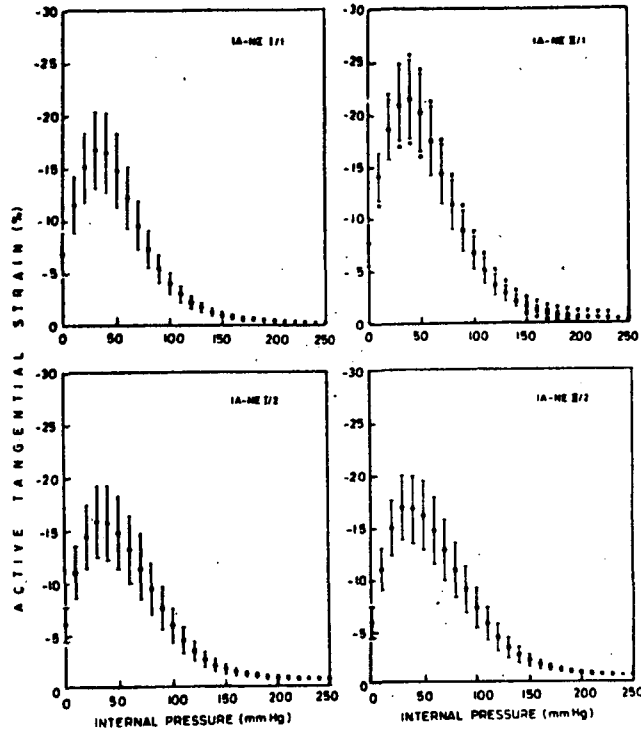
A 4. ábra mutatja, hogy 0,5 ug/ml koncentrációju noradrenalin átlagosan mekkora aktiv cirkumferenciális megnyulást váltott ki a carotis communison, összesen 11 kísérletben. Folyamatos inflációs és deflációs ciklusok mellett két ízben aktiváltuk ugyanazt az eret (I. és II.) 1-2 órás időközzel, s a noradrenalin adást követő 2-3. és 10-12. percben rögzítettük a változókat (1. és 2.). Megfigyelhető, hogy a hatás jó közelítéssel azonos szinten marad 10 perces periódus alatt, s reprodukálható. A maximális kontrakció jóval a fiziológiásnak tekinthető 100-120 Hgmm alatti nyomásértékeknél fejlődött ki. Hasonlóan reprodukálható a válasz (5. ábra) az a. iliaca esetében, a kontrakció azonban lényegesen nagyobb, s maximuma még inkább balra, az alacsony nyomásszintek irányába tolt, mint a carotis esetében.

Meglepetésre azt találtuk, hogy az in vivo hatásosnak bizonyult vasopressin mennyiség (30-150 uE/ml) in vitro teljesen hatástalan, noradrenalinval együtt adva azonban szignifikáns potenciozó effektust mutatott mindkét értípus esetében (6. ábra). A potenciozás maximuma ott jelentkezett, ahol a noradrenalin hatás maximuma kifejlődött.

A 7. ábra a hormonok hatására kifejlődő aktiv falfeszülés változását mutatja a külső sugár függvényében. Megfigyelhető, hogy a cirkumferenciális aktiv feszültség egy nagyságrenddel nagyobb, mint az axiális feszültség, a radiális pedig negatív. A noradrenalinval, a noradrenalin + vasopressinnel és a maximális kontrakciót kiváltó (5 ug/ml) noradrenalin dózissal aktivált érfal adatai egymás mellett láthatók. Vasopressin önmagában nem változtatta meg a falfeszülést a kontroll állapothoz képest. Figyelmet érdemel, hogy az aktiv feszülés elért egy maximumot, majd meredeken csökkent, a vasopressin potenciozó hatása ennél kisebbfokú passzív nyújtás mellett jelentkezett.

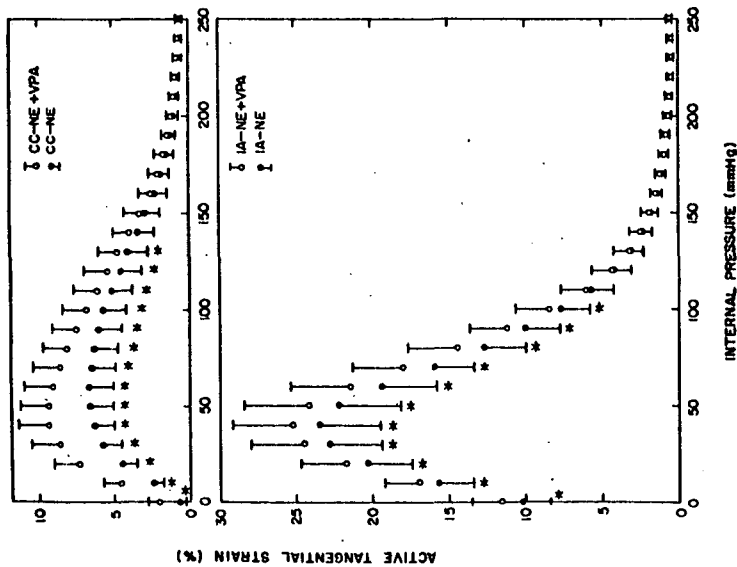
Az in vitro, quasi-statikus vizsgálatok eredményeit összefoglalva megállapítjuk, hogy:

1. a nagyartéria fal simaizomzatának aktiválhatósága differenciáltan függ a falfeszültségtől, ill. a cirkumferenciális megnyújtás fókától,



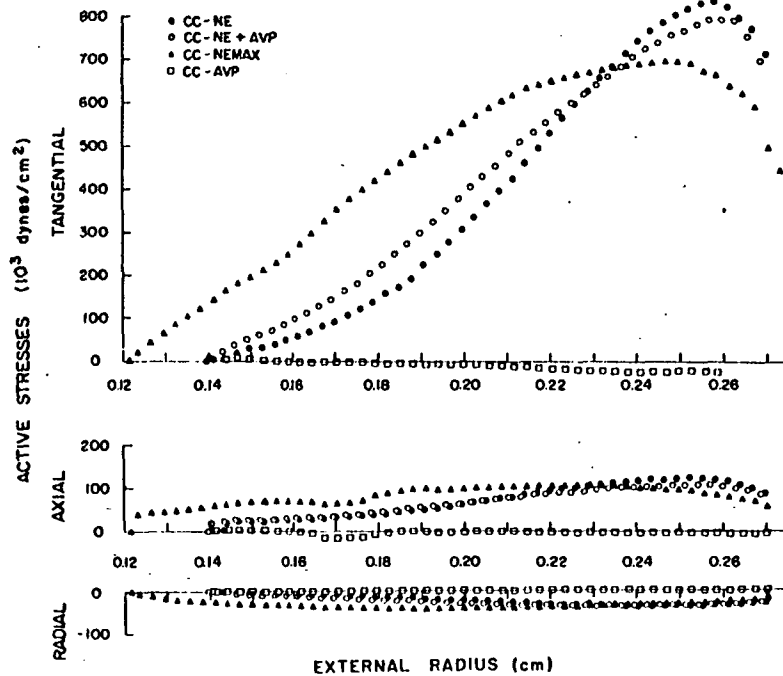
5. ábra

Noradrenalinval kiváltott cirkumferenciális megnyulás változás az intraluminális nyomás függvényében arteria iliaca-n (IA). 11 kísérlet átlaga. További magyarázat a 4. ábránál, ill. a szövegben.



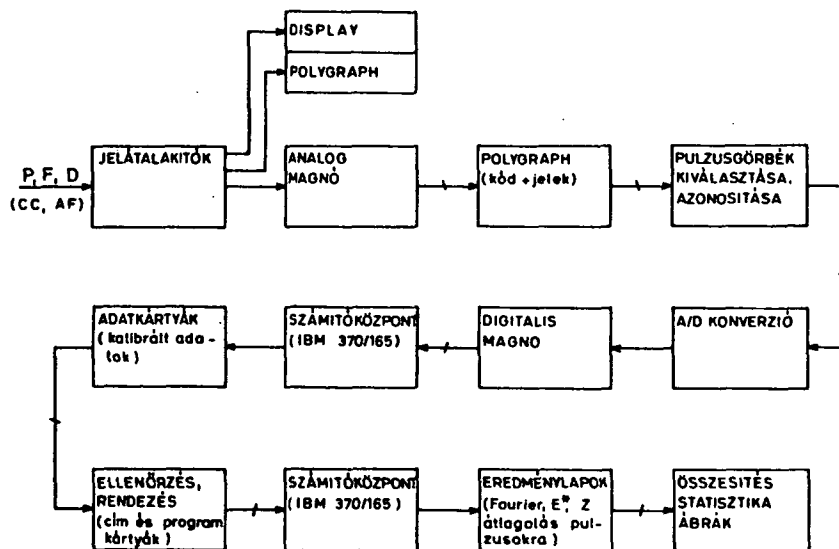
6. ábra

0,5 ug/ml noradrenalin (NE), valamint NE és 150 uE/ml argininvasopressin (VPA) együttes alkalmazásával kiváltott cirkumferenciális megnyulás változás (ACTIVE STRAIN) az intraluminális nyomás (PRESSURE) függvényében arteria carotis communison (CC) és arteria iliaca-n (IA).



7. ábra

Hormonokkal kiváltott aktiv tangenciális, axiális és radiális falfeszültség (STRESS) a külső sugár függvényében a. carotis communison (CC). NE, 0,5  $\mu$ g/ml noradrenalin, NA MAX: 5  $\mu$ g/ml noradrenalin, AVP: 150  $\mu$ E/ml arginin-vasopressin. 12/b. sz. kísérlet.



ADATFELDOLGOZÁS HATÁSVÁZLATA „IN VIVO” ÉRFAL VIZSGÁLATOK SORÁN

8. ábra

2. a maximális kontrakció az alacsony vérnyomással analóg feszültség-tartományban fejlődik ki (figyelemre méltó szempont ez pl. a hipotenzív kórállapotok kezelésénél), de ezen belül jelentős regionális eltérések tapasztalhatók,

3. arginin-vasopressin az endogén koncentráció-terjedelemnek megfelelő dózisban szignifikánsan potencirozza a noradrenalin hatását cirkumferenciális aktiv megnyújtásra és a falfeszültségekre,

4. a neurohormonok által kiváltott aktiv falfeszültség a vizsgált tartományban mutat egy maximumot, mely után meredeken csökken,

5. az érválaszok gondosan kontrollált körülmények között jó valószínűséggel reprodukálhatók, a kontrakció legalább 10 perces nagyságrendű időtartamig fennmarad.

#### B.

Bár régóta ismert, hogy a vasopressin nagy adagban igen potens vazóaktiv hormon, a vérkeringés-regulációval kapcsolatos in vivo szerepe még máig sincs megnyugtatóan tisztázva. Akadálya volt ennek többek között az, hogy a kutatások során általában inadaequat hormonpreparátumot használtak, továbbá az idegi kompenzáló reflexek árnyékában vérnyomás teszten tanulmányozták a hatását - eleve magas endogén hormonszint mellett. Az utóbbi évek vizsgálatai alapján, elsősorban Altura (1967) munkáiból bizonyítottak vehető, hogy a vasopressin a mikrocirkulációt az endogén koncentráció-határokon belül mennyiségben igen intenzíven befolyásolja. Szisztémás keringési szerepe mellett is mind több adat szól (Cowley et al. 1974, Monos et al, 1967). Nem volt azonban in vivo kísérletes bizonyíték arra, hogy közvetlenül a nagy erek falára is hat kis dózisokban.

Előbbiekből kiindulva megvizsgáltuk, hogy altatott kutyán a sebészileg denervált a. carotis communisra és a. femoralisra hogyan hat a localisan alkalmazott arginin-vasopressin hypophysectomia előtt és után in vivo. Az arteriák 1 cm-es szakaszán belül, tehát közel egy pontban mértük az oldalnyomást és a külső átmérőt széles frekvencia-átvitelű jelátalakító-regisztráló rendszerrel. A változó pulza-

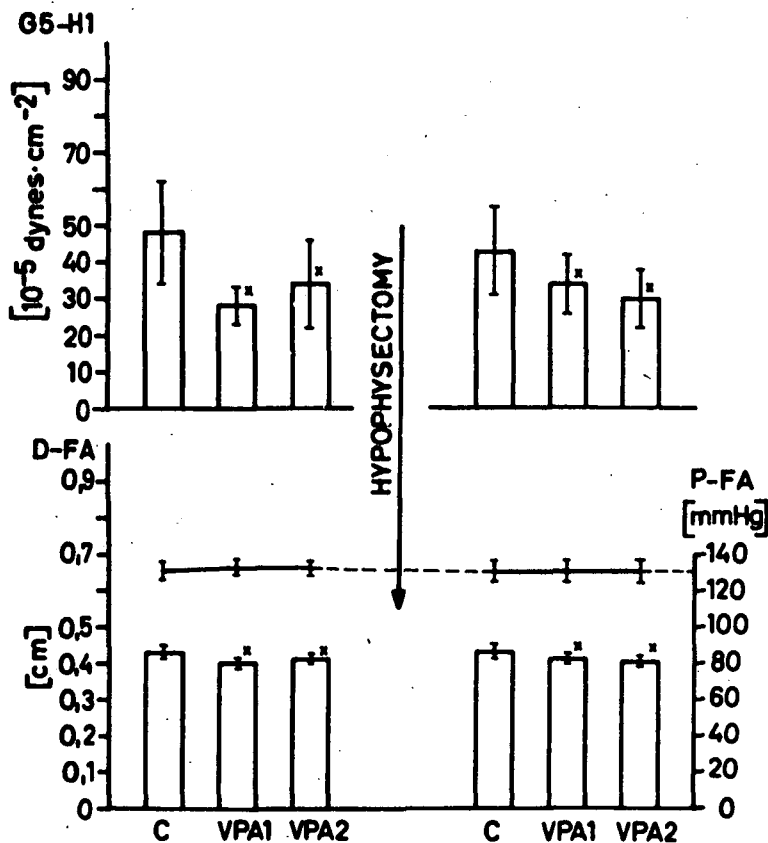
til összetevőinek harmonikus analizisére (Fourier) támaszkodva számítottuk ki az érfal dinamikus elasztikus modulusát. A rugalmassági moduluszt az alábbi definíció szerint határoztuk meg:

$$E^+(n) = K \frac{P(n)}{\mu(n)}, \quad K = \frac{2 a^2 b}{b^2 - a^2},$$

ahol  $K$  geometriai jellemzőktől függő átviteli tényező,  $P(n)$  a pulzatil nyomás alap, ill. felharmónikusainak amplitudója (modulusa),  $\mu(n)$  pedig a sugár irányában történő érpulzáció alap, ill. felharmónikusainak modulusa. Az elasztikus modulus változásának megbízhatóbb meghatározása, azaz a középnyomás-tranziens kiküszöbölése érdekében a vasopressin tesztet stop-flow mellett végeztük. A hormon adagolása lokálisan (intraluminalisan) történt. Az eredmények végső feldolgozása során összesen öt harmonikust vettünk figyelembe. Az adatfeldolgozás fő menetének tömbvázlatát a 8. ábra mutatja be.

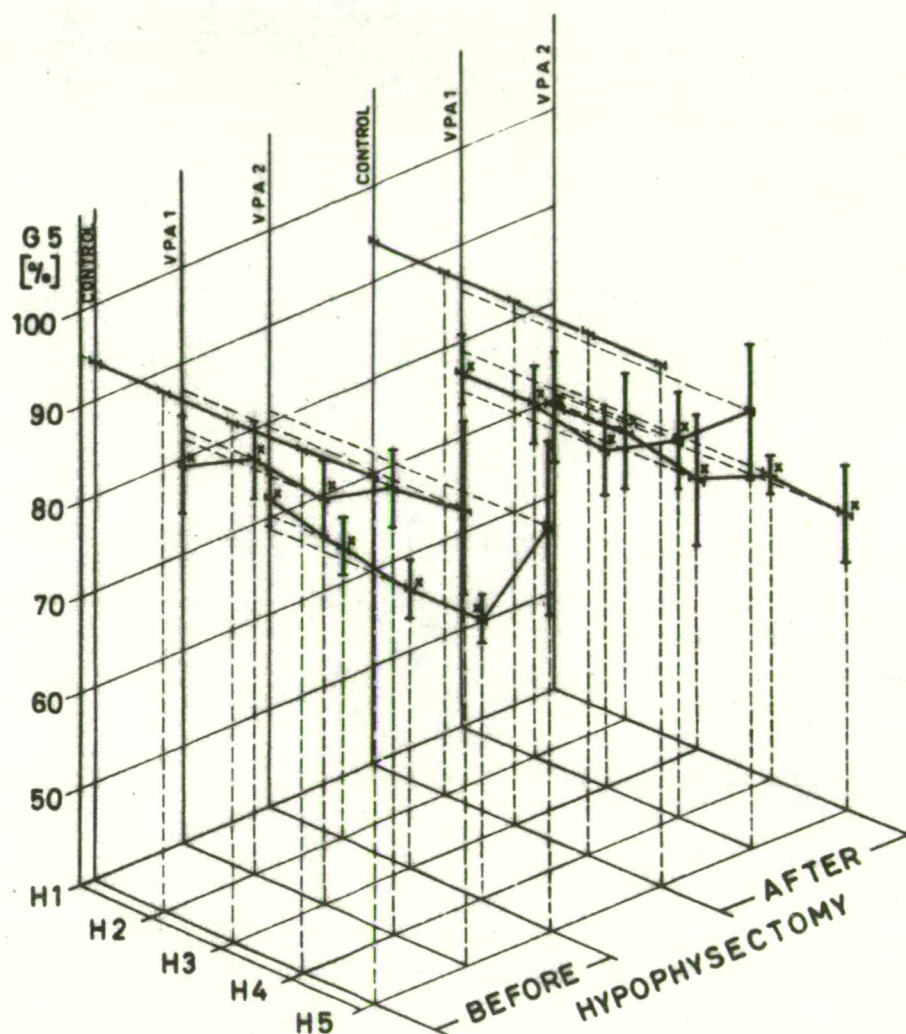
A 9. ábrán látható az  $\alpha$ . femoralis dinamikus érfal-modulusának változása vasopressin hatására. 30-150  $\mu\text{E/ml}$ -es vasopressin vérkoncentráció tartományban szignifikáns, nagyfokú merevség csökkenést találtunk, viszonylag kismértékű átmérőcsökkenés mellett. A hatás hypophysectomia után tartósabb volt, mint előtte. A rugalmassági modulus változásában frekvencia-függő jellegzetességeket nem találtunk, ezt mutatja a relatív változásokat demonstráló ábra (10. ábra). Az  $\alpha$ . carotis communis falának tulajdonságait a vasopressin az alkalmazott dózisokban nem befolyásolta.

Összefoglalásul megállapítjuk, hogy a vasopressin az endogén koncentráció-határokon belüli mennyiségben közvetlenül hat a nagy artériák falára in vivo. A dinamikus modulus érzékenyebben tükrözi az érhatásokat, mint a külső átmérő. Adataink további alátámasztásul szolgálnak a vasopressin fiziológias érhatásaihoz.



9. ábra

Az arteria femoralis (FA) dinamikus érfalmodulusának (G5-H1), külső átmérőjének (D) és intraluminalis középnyomásának (P) változása 2-3, és 6-8 perccel arginin-vasopressin lokális adása után (VPA 1, ill. VPA 2). A tesztet hypophysectomia után egy órával megismételtük. 6 kísérlet átlaga.



10. ábra

Az arteria femoralis dinamikus érfalmodulusának (G5) relatív változása a pulzus 5 harmonikusát (H1-5) átfogó frekvenciasávban 2-3, és 6-8 perccel arginin-vasopressin lokális adása után (VPA1, ill. VPA2). A tesztet hypophysectomia után 1 órával megismételtük. 6 kísérlet átlaga.



Irodalom

- Altura, B.M.: Evalustion of neurohumoral substances in local regulation of blood flow. *Am. J. Physiol*, 212: 1447-1454, (1967.)
- Bagshaw, R. J., L.H. Peterson: Sympathetic control of the mechanical properties of the canine carotid sinus. *Am. J. Physiol.* 222: 1462-1468, (1972.)
- Cowley, A.W., E. Monos, A.C. Guyton : Interaction of vasopressin and the baroreceptor reflex system in the regulation of arterial pressure in the dog. *Circulat. Res.* 34: 504-514, (1974.)
- Cox, R.H.: Three-dimensional mechanics of arterial segments in vitro : methods. *J. Appl. Physiol.* 36: 381-384, (1974.)
- Monos E., R.H. Cox, L.H. Peterson : Effects of vasopressin and norepinephrine on large deformation mechanics of canine arteries in vitro. *Physiologist*, 16: 399, (1973a.)
- Monos E., R.H. Cox, L.H. Peterson : Effects of hypophysectomy and vasopressin on canine arterial mechanical properties in vivo. *Circulation* 7, 8. Suppl. IV.: 29, (1973b.)
- Monos E., R.H. Cox, L.H. Peterson: Stress and strain characteristics of excised canine arteries in a wide pressure range after activation with neurohormones. In: "Physiology of Smooth Muscles" IUPS Symposium Abstracts. Kiev, (1974.) Pp. 155-156.
- Monos E., E. Koltay, A.G.B. Kovách : Adrenal blood flow and corticosteroid secretion III.: Effect of vasopressin on blood circulation and corticosteroid secretion in the dog, before and after acute hypophysectomy. *Acta physiol. Acad. Sci. Hung.* 31: 149-157, (1967.)
- Peterson, L.H.: Physical factors which influence vascular caliber and blood flow. *Circulat. Res.* 18, 19. Suppl. I.: 3-13, (1966.)



BME Műszer- és Méréstechnika Tanszék

TPAi-ACO4 hibrid konfiguráció alkalmazása a biológiai jel-  
feldolgozásban

Gesztes Gábor és Horváth Gábor

A BME Műszer- és Méréstechnika Tanszékén 1974. őszére fejeződtek be a Hibrid számítórendszer legújabb hardware és software fejlesztési munkái. Az alábbiakban a hibrid konfiguráció biológiai alkalmazásának egy lehetőségére - elosztott paraméterű hálózatok modellezésére - szeretnénk felhívni a figyelmet. A hibrid rendszer részletesebb leírására nem térünk ki. A rendszert az (1), (2) irodalom ismerteti.

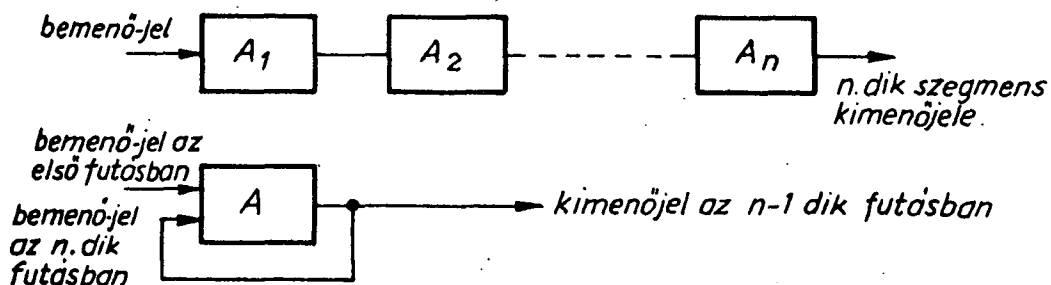
Elosztott paraméterű hálózatok modellezésének egy lehetősége, hogy a hálózatot olyan rövid szakaszokra (szegmensekre) bontjuk, amelyek már koncentrált paraméterűeknek tekinthetők. A teljes hálózatot ezen szegmensek láncbakapcsolásával kapjuk meg. A modellezésnél tehát az egyes szegmensek modellezéséből kell kiindulni.

A következőkben olyan elosztott paraméterű hálózatok modellezésének egy lehetőségét mutatjuk be, melyek differenciálegyenletekkel leírható bonyolult szegmensekből épülnek fel. Ilyen feladatoknál a hibrid számítógép alkalmazása a megoldást nagymértékben megkönnyíti.

Differenciálegyenletek megoldása digitális számítógéppel nehézkes, így a szimulációra önmagában digitális számítógép alkalmazása nem célszerű. Nagy pontosságú (a szimuláció szempontjából elegendő pontosságú) ismétlődő üzemi analóg számítógép alkalmasabb a feladat megoldására.

Analóg gépen bonyolult differenciálegyenleteket könnyebben tudunk programozni, de ha sok szegmenst kell figyelembe venni, hamarosan korlátozást jelent a véges műveleti elemkészlet, az együtt futtatandó paraméterek száma. További hátrányok, hogy a szegmensek számának növelésével romlik a programtábla áttekinthetősége, nő a hibalehetőség, valamint a mechanikus programozási munka.

Ismétlő üzemű analóg számítógép megteremti az olyan modellezés lehetőségét, hogy egy teljes láncból egyetlen kiragadott elemével helyettesítsünk (1. ábra). Ehhez az analóg gép minden egyes ismétlődő ciklusában az előző futás kimenőjelét kell bemenőjelként szerepeltetni. A valóságban a szegmensek mind térben, mind a bemenőjel kezdőfázisához viszonyítva időben egymás után következnek. A szimulálás során az  $n$ . futás az  $n$ . szegmensen történő jel áthaladáshoz rendelhető hozzá.



1. ábra

A kimenőjel visszacsatolása vagy megfelelő késleltetés közbeiktatásával, vagy a jel tárolásával oldható meg. Analóg számítógépen azonban ezek többnyire nem, vagy csak nehezen valósíthatók meg.

A modellezéshez szükséges feladatok egy részére (differenciálegyenletek megoldása) az analóg gép, más részére (pl. kimenőjel tá-

rolására) viszont a digitális gép alkalmasabb. A hibrid számítógérendszer egyesíti a két gép előnyeit, s így a feladat megoldását nagymértékben megkönnyíti.

Rendelkezésünkre áll egy ismétlő üzemi analóg számítógép, melynek teljes műveleti parkját most már egyetlen szegmens megfelelő finomságu modellezésére vehetjük igénybe. Minden egyes futásban a digitális számítógép az interface-en keresztül szolgáltatja a bemenőjelet, amely az első futásban a modell tényleges bemenőjele, míg a továbbiakban mindig az előző futás eredményeképpen kapott kimenőjel. Az analóg modell kimenőjele az interface-en keresztül, mintavételezve jut a digitális gépbe. A digitális és az analóg gép között a hibrid interface szimultán adatforgalmat bonyolít le.

A szimultán adatforgalomhoz az interface-nek az alábbi hardware elemeket kell tartalmaznia.

#### 1. A/D átalakító rendszer

Feladata az analóg modell mindenkori kimenőjének digitalizálása.

#### 2. D/A átalakító rendszer

Biztosítja a digitalizált kimenőjel visszaalakítását analóg jellé. Ez a jel képezi a modell bemenőjét. A jelvisszaállítást a D/A átalakító rendszer speciális eleme, az interpoláló D/A átalakító végzi, amely a digitális géptől kapott mintavételi és meredekség értékek alapján rekonstruálja az időfüggvényt.

#### 3. Programozható digitális óra

Feladata a mintavételezés és a visszajátszás időpillanatainak rögzítése.

#### 4. Érzékelő és vezérlő vonalak

Feladatuk a digitális és az analóg számítógép együttfutásának biztosítása.

A feladat megoldásához szükséges digitális program két-fajta opciót biztosít. Egyrészt lehetőség van a futások számának, tehát az egymás után illesztett szegmensek számának programozására, másrészt a szegmensek lépésenkénti egymás után illesztése is megoldható. (Ebben az esetben a meglévő lánchoz újabb szegmens illesztése egy TTY karakter leütésére történik meg.) Mivel két lépés között tetszőleges idő telhet el, vagyis a folyamatot egy ponton tetszőleges ideig megállíthatjuk, változó paraméterű, illetve strukturájú szegmensekből felépülő lánchálózatokat is modellezhetünk. Az egyes lépések közötti esetleges módosítások mind kezelői beavatkozással, mind programozottan, automatikusan megtörténhetnek.

Az eddigiekben említett módszert rugalmas falu csőben történő folyadékáramlás modellezésén mutatjuk be. A munka alapját (4) képezte. Rideout és Dick a Navier-Stokes egyenletekből indult ki. Az egyenleteket helykoordináták szerint differencia egyenletekké alakítva, néhány egyszerűsítő feltevéssel juthatunk el a hengerkoordináta-rendszerben felírt /1/ és /2/ egyenletekhez.

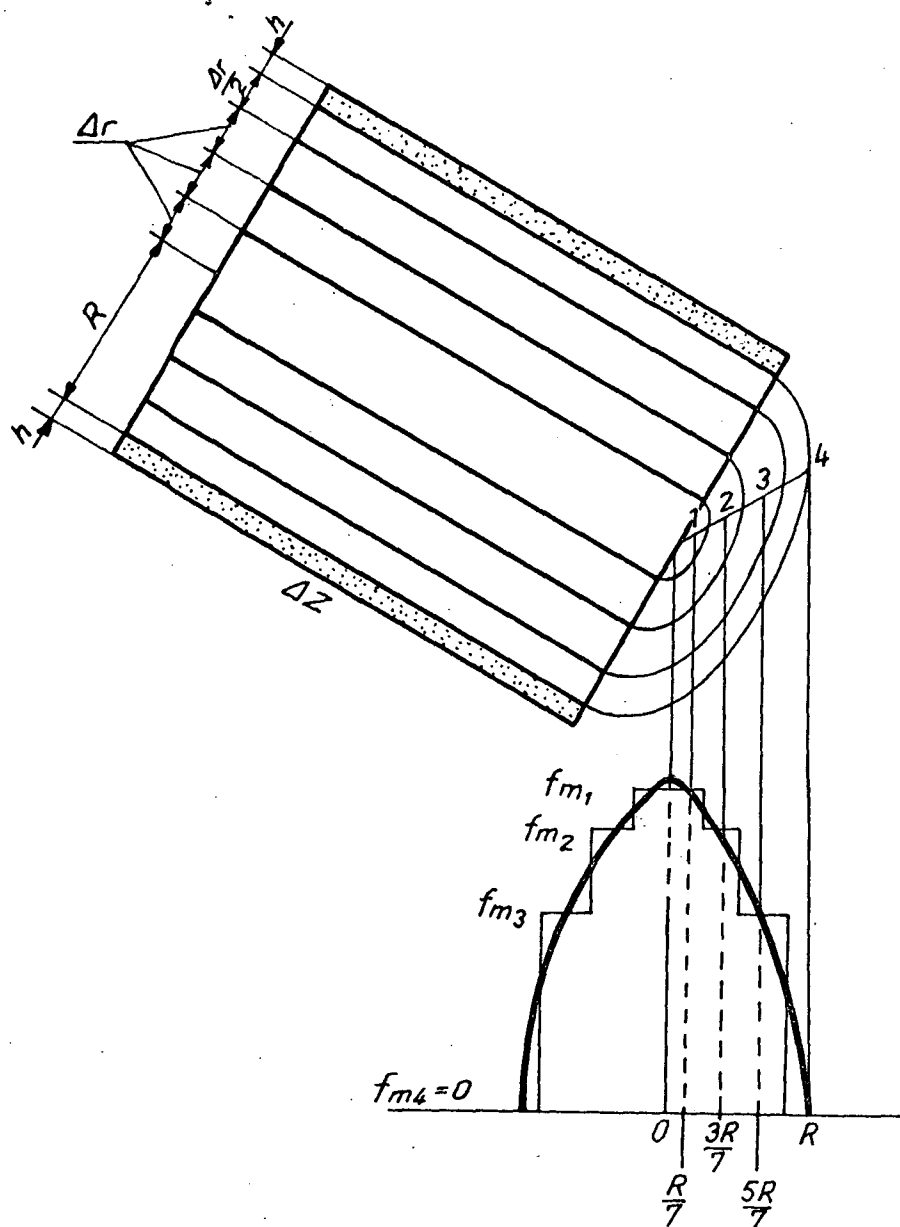
$$\frac{\Delta P_m}{\Delta z} = \frac{P_{m-out} - P_{m-in}}{\Delta z} = - \frac{(2N-1)^2}{4\pi R^2(2n-1)} \frac{df_{m;n}}{dt} +$$

$$+ \frac{\mu(2N-1)^4}{8\pi R^4(2n-1)} \left[ -f_{m;n} + \frac{n \cdot f_{m;n+1}}{2n+1} + \frac{n-1}{2n-3} f_{m;n-1} \right] \quad /1/$$

$$P_{m-out} = \frac{E \cdot h}{2\pi R^3(1-\sigma^2)\Delta z} \int_0^t \sum_{n=1}^{N-1} \left[ f_{m;n-in} - f_{m;n-out} \right] dt \quad /2/$$

Az egyenletek értelmezése:

Az áramlási csatornát axiális irányban  $\Delta z$  hosszúságú szegmen-  
sekre osztjuk. A szegmenseket  $m$ -el indexeljük. Egy szegmensen  
belül a csatornát sugár irányban  $N$  koncentrikus gyűrűre osztjuk  
és a gyűrűket  $n$ -el indexeljük (2. ábra).



2. ábra

Az /1/ egyenlet tehát az m-edik  $\Delta z$  hosszúságú szegmens n-edik koncentrikus gyűrűjének bemenő és kimenő nyomása között teremt meg a kapcsolatot.

- $f_{m;n}$  - az áramlási erősség
- $\mu$  - a viszkozitási tényező
- $\zeta$  - a folyadék sűrűsége
- $R$  - a cső sugara.

A /2/ egyenlet az m-edik szegmensbe belépő és onnan kilépő eredő áramlási erősségek és a szegmens kimenő nyomása közötti összefüggést adja meg.

- $E$  - a fal Young modulusa
- $h$  - a fal vastagsága
- $\sigma$  - Poisson állandó.

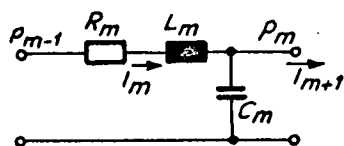
Az irodalomban található /1/ és /2/ egyenletekből nyertük az analóg számítógépen programozott /3/, /4/ egyenleteket. A villamos helyettesítőkép és a számítókapcsolás a 3. ábrán látható. (A villamos helyettesítőképben a feszültség a nyomásnak az áram a folyadék áramlási erősségének felel meg.)

$$f_m = - \frac{R_m}{L_m} \int \left[ \frac{(P_m - P_{m-1})}{R_m} + f_m \right] dt \quad /3/$$

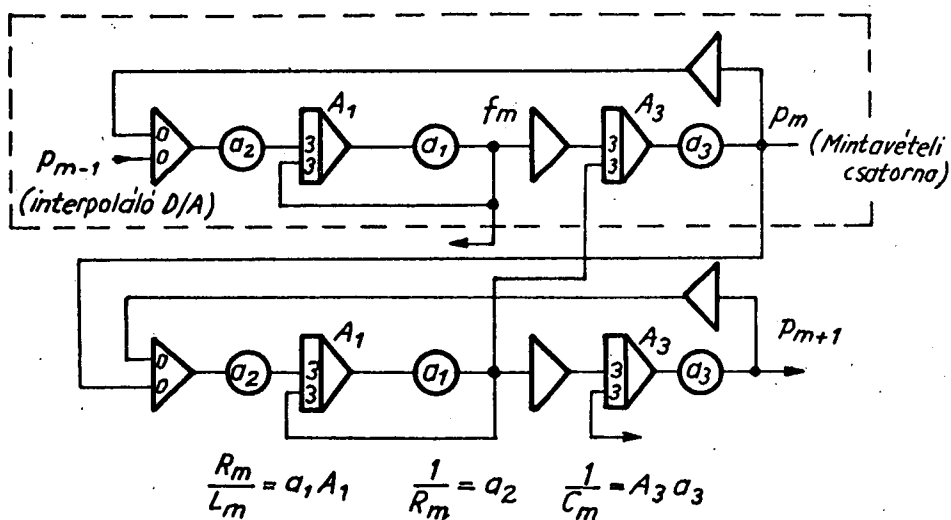
$$P_m = - \frac{1}{C_m} \int (f_{m-in} - f_{m-out}) dt \quad /4/$$

$$R_m = \frac{81 \mu \Delta z}{8 \pi R^4} \quad L_m = \frac{9 \zeta \Delta z}{4 \pi R^2} \quad C_m = \frac{3 \pi R^3 \Delta z}{2 E h} \quad \left( \sigma = \frac{1}{2} \right)$$





(a)



3. ábra

(a) Villamos helyettesítőkép, (b) számítókapcsolás

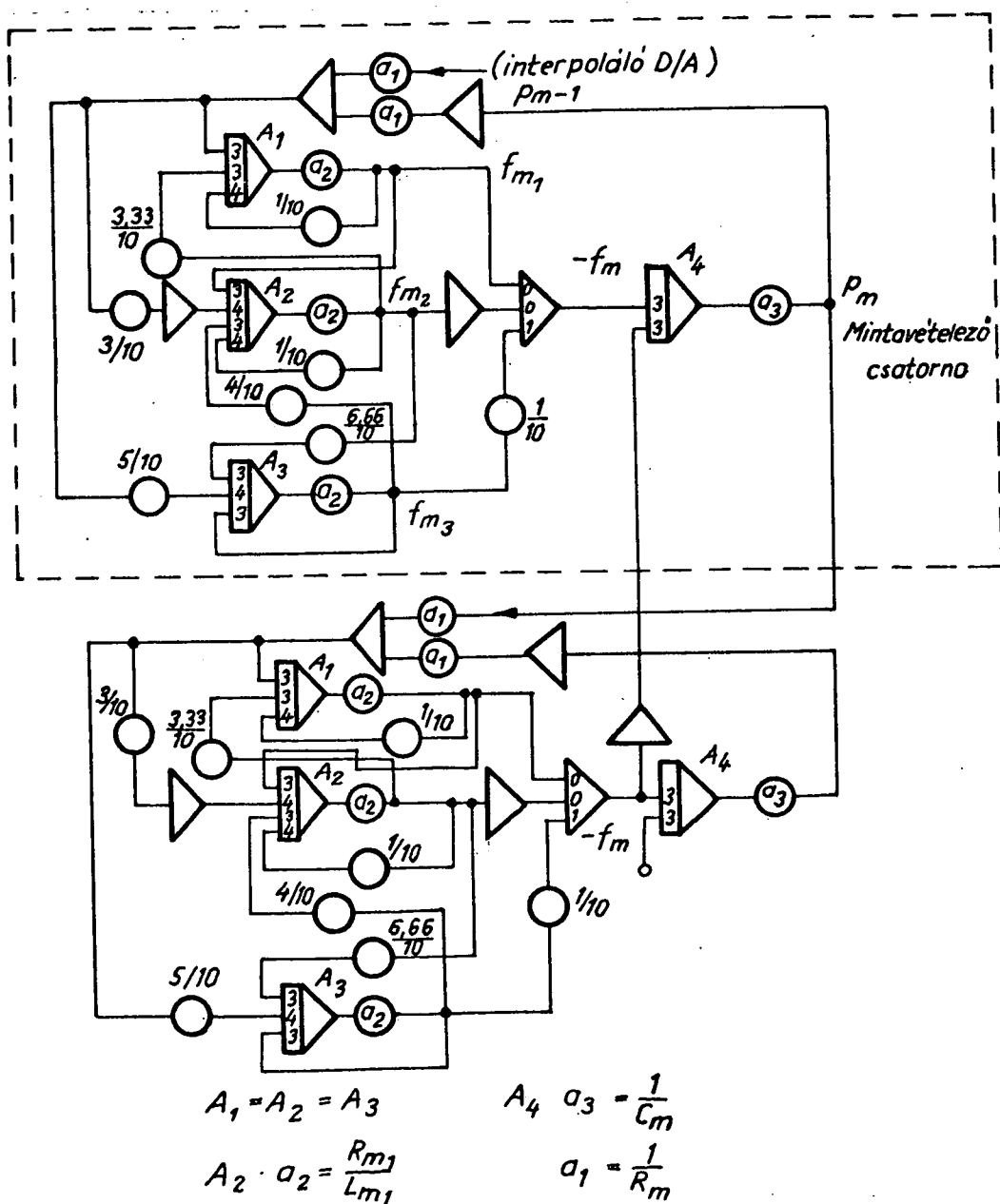
Az ábrán szaggatott vonallal bekeretezett rész jelenti az  $m$ -edik szegmens analóg modelljét.  $p_{m-1}$  az előző szegmens kimenőjele, amelyet az interpoláló D/A átalakítón keresztül kapunk a digitális számítógéptől, míg a kimenőjel ( $p_m$ ) a mintavételi csatornán át digitalizálva jut a digitális gépbe.

N=4-re az /1/, /2/ egyenletekből nyerjük az analóg számítógépen programozott /5, 6, 7, 8/ egyenleteket. A számítókácsolás a 4. ábrán látható.

A számítókácsolás paraméterei:

$$R_{ml} = \frac{49^2 \mu \Delta z}{8\pi R^4} \quad L_{ml} = \frac{49 \beta \Delta z}{4\pi R^2} \quad C_m = \frac{3\pi R^3 \Delta z}{2Eh}$$

$$(\sigma = \frac{1}{2})$$



4. ábra

$$f_{m1} = - \frac{R_{m1}}{L_{m1}} \int \left[ \frac{(P_{m-out} - P_{m-in})}{R_{m1}} + f_{m1} - \frac{1}{3} f_{m2} \right] dt \quad /5/$$

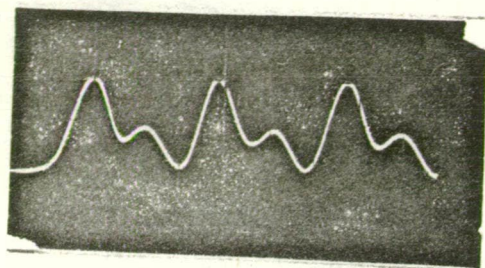
$$-f_{m2} = - \frac{R_{m1}}{L_{m1}} \int \left[ \frac{3(P_{m-in} - P_{m-out})}{R_{m1}} + f_{m1} - f_{m2} + \frac{2}{5} f_{m3} \right] dt \quad /6/$$

$$f_{m3} = - \frac{R_{m1}}{L_{m1}} \int \left[ \frac{5(P_{m-out} - P_{m-in})}{R_{m1}} + f_{m3} - \frac{2}{5} f_{m2} \right] dt \quad /7/$$

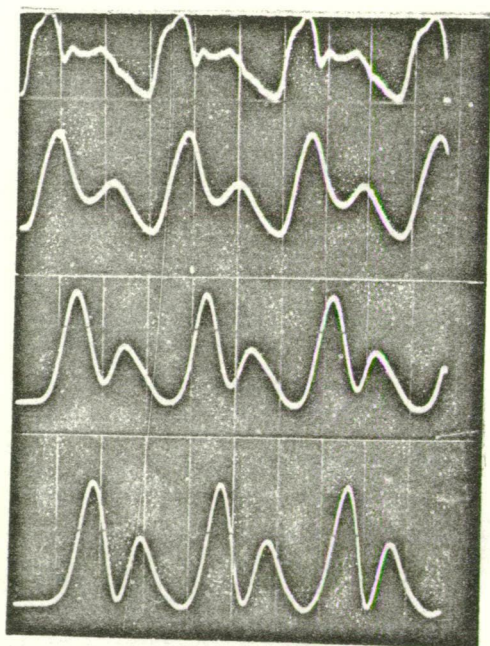
$$P_{m-out} = - \frac{1}{C_m} \int (f_{m-in} - f_{m-out}) dt; f_m = f_{m1} + f_{m2} + f_{m3} \quad /8/$$

A bemutatott hibrid megoldással az áramlási csatorna sugár iránya felosztását  $N = 4$ -nél jóval nagyobbra választhatjuk, továbbá lehetőség nyílik a modell esetleges más finomítására (pl. a fal hatásainak jobb figyelembevételére) is.

Az 5. 6. 7. ábrákon kísérleti nyomásfüggvényeket látnunk  $N = 2$ -re, és kétfajta paraméter beállítással  $N = 4$ -re. A számítókapcsolásokra bemenőjelként az interpoláló D/A által felrajzolt függvényt adtuk, ami egy aorta bemenő nyomásfüggvényének felelt meg. Mivel tényleges nyomásgörbe nem állt rendelkezésünkre, a jelalakot az irodalom alapján pontonként vettük fel. Valós mérési eredmények nélkül azonban, következtetések levonására, illetve a tényleges fizikai paraméterek megállapítására nem vállalkozhattunk.



5. ábra  
N=2 kimenő nyomás függvény. 8 szegmens mellett.



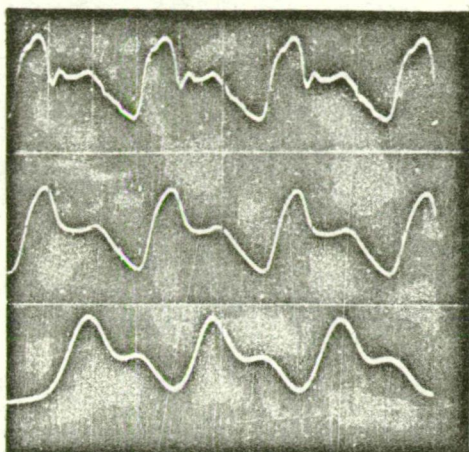
- bemenőjel

- 1. szegmens kimenőjele

- 4. szegmens kimenőjele

- 8. szegmens kimenőjele

6. ábra  
Aorta nyomásfüggvények N=4 esetében



- bemenőjel

- 1. szegmens kimenőjele

- 8. szegmens kimenőjele

7. ábra

Aorta nyomásfüggvények  $N=4$  esetében

### Összefoglalás

A bemutatott példán keresztül látható, hogy a hibrid számítórendszer alkalmazása megkönnyíti elosztott paraméterű hálózatok modellezését. A módszer legfontosabb előnyei:

- az analóg gép teljes műveleti parkja felhasználható egy szegmens minél pontosabb modellezésére,
- a szegmensek egymás után kapcsolása, több szegmensből álló lánc vizsgálata lehetővé válik anélkül, hogy ez újabb analóg programozási feladatot jelentene,
- lehetőség nyílik a szegmensek paramétereinek, illetve strukturájának menetközbeni változtatására is, ami azt jelenti, hogy a lánckapcsolatban nem kell szükségképpen azonos felépítésű szegmenseknek szerepelniük,
- a megoldás gyors, az ismétlődő üzemi működés miatt az eredmény azonnal oszcilloszkópon figyelhető.

Irodalom

- (1) Bánsági L., dr. Tóth E.: Új nagysebességű univerzális hibrid számítórendszer fejlesztésének kérdései. "Számítástechnika '74" konferencia kiadvány (749. o.)
- (2) Bánsági L., dr. Tóth E.: Hibrid számítórendszer. Mérés és Automatika 1974. 8. sz. (303. o.)
- (3) Bánsági L., dr. Tóth E., Sztipánovits J.: Biológiai rendszerek identifikációja hibrid optimalizációs módszerekkel. 5. Neumann Kollokvium, Szeged, 1974.
- (4) V.C. Rideout, D.E. Dick: Difference-Differential Equations for Fluid flow in Distensible Tubes. I.E.E.E. Trans. Biomed. Eng. vol BME-14 July. 1967 pp. 171-177.
- (5) J.J. Strano, W. Welkowitz, S. Fich: Measurement and Utilization of In Vivo Blood-Pressure Transfer Functions of Dog and Chicken Aortas. I.E.E.E. Trans. Biomed. Eng. vol BME-19 July. 1972 pp. 261-271.
- (6) H.P. Schwan (Editor) Biological Engineering New York Mc Graw-Hill. 1969.

Budapesti Műszaki Egyetem Műszer és Méréstechnika Tanszék és  
Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola Természettudományi  
Tanszék

A Hodgkin-Huxley egyenletek szimulációjának egyes  
lehetőségei

Rupprich Péter és Jólesz Ferenc

Bevezetés

Hodgkin és Huxley 1952-ben publikálta az idegrost membrán ingerületi folyamatát leíró egyenleteket (Hodgkin és Huxley 1952), majd az ingerület fizikokémiai részfolyamatait megvalósító ionvezetések modellezték elektromos áramkör segítségével. Munkásságuk elismeréseként 1963-ban orvosi Nobel-díjban részesültek.

A HH egyenletek, ill. modell kifejlesztését megelőzően és azt követően, számos neuronmodell született, melyek részletes ismertetésétől eltekintünk, hiszen általános elemzésük és rendszerezésük közismert (Harmon és Lewis 1964, 1966), csupán azokat szeretnénk kiemelni, amelyek még ma is heurisztikus jelentőségűek és a HH modell kialakulásában, ill. továbbfejlesztésében döntő szerepet játszottak, vagy játszanak jelenleg is.

A neuronmodellek kezdetben csak szemléltető eszközök voltak és a jelenség szintjén közelítették meg az idegsejt működésének legszembevetőbb funkcionális vonásait, az ingerületi folyamat jellemzőit (ingerületvezetés, küszöb, refrakteritás, oszcilláció). Hodgkin és Huxley eredményei azonban kísérleti vizsgálatokon alapulnak, pontos és korszerű mérési módszerek alkalmazása tette lehetővé az egzakt matematikai leírást és a modellalkotást. Szerintünk ezért indokolt, hogy még ma is, a fejlett számítástechnikai módszerek segít-

ségével a HH modellből induljunk ki, amikor a neuronmodellezés igényével lépünk fel.

Több éve foglalkozunk a HH egyenletek számítógépes szimulációjának kérdésével, a BME Műszer és Méréstechnika Tanszékén és a KKVMF Természettudományi Tanszékén. Munkánk elvégzéséhez nagy segítséget nyújtott Dr. Lábos Elemér a SOTE I. sz. Anatómiai Tanszékéről. Kezdeti eredményeinkről már egy előadásban beszámoltunk (Rupprich és Jólesz 1973), ill. két BME diplomatervben (Gesztos 1973, Pál 1974) részletesebben is megtalálható a szimulációval kapcsolatos munka összefoglalása. Célunk olyan megoldások keresése volt, melyek segítségével a neuronális működéseket úgy tudjuk szimulálni, hogy a kísérleti tényeket nem hagyjuk figyelmen kívül, szem előtt tartjuk a neuronális működések komplexitását, lehetővé tesszük a neuron-modell neuronhálózattá való csatolását. Kezdetben ezeket a célkitűzéseket még azzal is kiegészítettük, hogy a neuronmodell viszonylag egyszerű felépítésű és nagy számban multiplikálható is legyen. Ezért is kerestük a legkielégítőbb szimulációs eljárást több területen (elektronikus áramkörüi modell, analóg modell, digitális modell, hibrid modell). Tapasztalataink azonban arra mutatnak, hogy az egyszerű felépítés igénye súlyos ellentmondásban van a validitás igényével. Jelen előadásunkban arra szeretnénk rámutatni, hogy a neuron modellezése a korszerű számítástechnikai eszközök felhasználásával is nehezen megoldható feladat, nem csak munkaigényes, hanem kapacitásigényes is. Véleményünk szerint nem reálisak azok az elképzelések, hogy egy neuronális objektum egyszerű felépítésű elektronikus áramkörrel, vagy egyszerű algoritmus rendszerrel szimulálható. Ha a neuron funkciójának néhány lényeges jellemzőjét (mérés-kódolás-leképezés, csatolás más objektumokkal) modellezni akarjuk, akkor kiindulhatunk a kísérleti adatokból, de a szimulációnál nem kerülhetjük el a komplexitással kapcsolatos nehézségeket. Ha nem vesszük figyelembe a neuron strukturális és funkcionális komplexitását, nem tudjuk értelmezni a kísérleti tényeket, viszont ha elhanyagoljuk a kísérleti adatokat, nem tudjuk szimulálni a neuronális információs folyamatokat (Hamilton 1965).



### Modellek és kísérletek

A teljesség igénye nélkül megkíséréljük összefoglalni azokat a modelleket, ill. kísérleti vizsgálatokat, amelyek véleményünk szerint további elméleti és kísérleti munka alapjául szolgálhatnak. Kiemeljük azokat az elméleti és kísérleti eredményeket, amelyek a HH modell közvetlen előzményeinek tekinthetők, valamint azokat, amelyek továbbfejlesztéséhez vezettek. Végül olyan kísérleti és elméleti módszerek ismertetésére térünk ki, amelyek esetleg egy új megközelítés alapjául szolgálhatnak.

A modellek lényeges vonása, hogy kísérleti tényeket és hipotéziseket együttesen interpretálnak. Így új kérdéseket vetnek fel, amelyek további kísérletekre ösztönöznek. Jól mutatja ezt a HH modell kialakulása is. Az előzmények részben kísérleti, részben elméleti alapúak és a két oldal szinte elválaszthatatlan. A HH modell gyökerei: az ionvezetéssel kapcsolatos elképzelések (Bernstein 1912) a magvezető, vagy kábelelmélet (Hodgkin és Rushton 1946) a membrán impedanciájának mérése (Cole és Curtis 1939), a voltage-clamp módszer kifejlesztése (Hodgkin és Huxley 1952), az elektromos áramköri modellek (Rushton 1937, Schmitt 1937) és matematikai modellek (Rashevsky 1933, 1936). A HH modell kísérleti bázisa az ionáramok feszültség és időfüggésének részletes és pontos mérése. A modell maga matematikai (HH egyenletek, négy differenciálegyenlet a membránpotenciál időbeli változásának leírására), fizikokémiai (ionok, mint töltéshordozók, membránpermeabilitás) és elektronikus (ekvivalens áramkör leírása).

Az említett előzményeket és a HH modell több szemléletből való megközelítését saját munkánk során figyelembe vettük. Ugyanakkor igyekeztünk elemezni azokat a lehetőségeket is, amelyek a HH modellt követő kísérleti, ill. elméleti eredményekből adódtak. Ezek közül a legfontosabbak: az ingerlékeny membrán inhomogenitása, szinaptikus membrán leírása a HH egyenletek segítségével (Bullock és Hagiwara 1957, Hagiwara és Tasaki 1958, Takeuchi és Takeuchi 1962), a nem szinaptikus membrán diszkrét egységekre való felosztása, mozaik-elmélet (Tasaki 1958) és a nemlineáris oszcillátorokkal történő modellezés (Bonhoeffer 1948, FitzHugh 1955, 1961, 1963).

### Szimuláció

A HH egyenletek közlését követően természetesen megkísérelték a digitális, analóg és hibrid szimulációt (FitzHugh 1955, Cole és mtsi. 1955, FitzHugh és Antosiewicz 1959, Isaacs 1970, Lieberstein 1973), ill. továbbfejlesztették az elektromos áramköri modelleket (Harmon 1959, Lewis 1964, Jenik 1965, Johnson és Hanna 1969, Roy 1972). Figyelembevée az említett szerzők tapasztalatait, olyan megközelítési utat választottunk, ami a legegyszerűbben megvalósítható elektronikus modellből indul ki, de továbbfejleszthető az analóg és digitális szimuláció irányában, majd a két utat a hibrid szimulációban metszi egymást.

Egy viszonylag egyszerű áramköri analogonból az ún. NEUROFET-ből indultunk ki (Roy 1972), amely a HH modellen alapszik és figyelembe veszi a voltage clamp módszerrel nyert adatokat. Csupán néhány áramköri elemet tartalmaz, és így számos példány építhető a különböző kísérletekre és esetleg hálózat felépítésére is alkalmas. A modell külön tartalmazza a Na és K ionáram komponenseket. A membrán ionpermeabilitásának változása a megfelelő ágba helyezett vezetéssel modellezhető. Számunkra elsősorban az ionvezetések időfüggése volt érdekes, mivel a HH modell közvetlenül realizálható két időfüggő ellenállás segítségével. Az időfüggés kézbentartása miatt választottunk vezérelhető ellenállásként FET-eket. A különböző depolarizációhoz tartozó ionvezetés-értékeket, ill. a FET karakterisztikákat összehasonlítva olyan tranzisztort választottunk, amely, mint elem alkalmas arra, hogy feszültségtől függő csatornaellenállás csökkenést mutasson (mint a vezetés maximális értékének viszonya az adott depolarizáció mellett fennálló egyensúlyi potenciálhoz). Az egyensúlyi potenciált feszültségosztóval állítottuk be. Mivel a FET-et AC csatolásban vezéreltük, a csatornaellenállás csökkenése a megkívánt rövid ideig tartott. Mivel a modell a HH egyenleteknek közvetlenül időállandókat tartalmazó elemeit nem tartalmazta, csak egyszerű időzítő hálózatot, a dinamikus tulajdonságokat pótlólag, időzítő elemekkel állítottuk be. Mivel a K-vezetés lassabban változik, ezért vezérlését egy integráló taggal készítettük. A két ion vezetését szimuláló hálózatot párhuzamosan kapcsoltuk, kiegészítettük a membránkapacitással, valamint a vezetési ágak konstans elemeivel, ezu-

tán voltage clamp módszerrel mértük az akciós potenciált, ill. az ionáramok változását a feszültség függvényében.

A modell-áramkörrel közelítőleg kedvező görbéket tudunk elemezni a tetszőlegesen pontosítható megfelelő dinamikus időfüggvény előállításával, azaz a passzív időzítés kiküszöbölésével. Éppen a dinamikus tulajdonságok pontosabb közelítése céljából egészítettük ki az elektronikus modellt analóg szimulációval. A teljes analóg szimuláció akadálya az analóg gép kis mérete volt.

Ezért is próbálkoztunk a digitális szimulációval, bár azt általában nehézkesnek és munkaigényesnek találták (FitzHugh és Antosiewicz 1959). Ezt saját tapasztalataink is igazolták, noha a feladatot sikerült kis számítógépen (Hewlett-Packard) megoldanunk. A digitális szimuláció segítségével az ionáramok feszültség- és időfüggését a HH egyenletek leírásának megfelelően reprodukáltuk, ugyanakkor kimutattuk az ingererősség-időtartam és a küszöb összefüggését a strength-duration görbének megfelelően.

Hibrid számítógép segítségével a következő feladatokat kívánjuk megoldani: az ingerületvezetés modellezése elosztott paraméterű hálózat hibrid optimalizációja segítségével, az elektronikus modell dinamikus viselkedésének szimulációja, hálózat szimuláció. Ugyanakkor igazolni szeretnénk bizonyos elképzeléseinket, amelyek a neuronmodellezés továbbfejlesztésével kapcsolatosak.

#### Továbbfejlesztés

FitzHugh (1961, 1963) sikeresen alkalmazta a nemlineáris mechanika analitikus módszereit a HH egyenletek vizsgálatára. A nemlineáris oszcillátorok van der Pol egyenleteit és a Bonhoeffer egyenleteket egyesítette (B v P modell) és kimutatta a HH egyenletekkel való hasonlóságát. Megállapította, hogy a neuronális rendszer potenciálisan instabil, de stabil limit ciklusokkal rendelkezik a fázis térben. A neuronális működés jellegzetességei, mint küszöb rekrakteritás, oszcilláció és adaptivitás, a nemlineáris oszcillátorokkal történő modellezéssel leírhatók.

Tasaki és Spyropoulos (1958) voltage clamp módszerrel kimutatták, hogy az ingerlékeny membrán heterogén állapotu rendszerekből áll.

Mindezek alapján a neuronális membránt nemlineáris oszcillátorok sokaságának fogjuk fel, amelyek között csatolások léphetnek fel és a csatolások mértéke határozza meg azt, hogy a rendszer stabilitása milyen mértékű. Már Jenik (1965) feltételezte, hogy a HH modell leírható egy visszacsatolt rendszer viselkedésének formájában. Azonban a visszacsatolás fogalma, amely bizonyos egyszerű esetekben természetes, mesterkéltté válik, ha a részek száma nagy és a közöttük fellépő kölcsönös összefüggések komplexebbé válnak. Az ilyen komplex rendszerek, és szerintünk az idegsejt is ilyen, nem kezelhetők többé-kevésbé független visszacsatoló körök összefonódott rendszereként, ezeket csak, mint sajátos egészeket lehet vizsgálni. (Ashby 1972). Ezért kívánjuk a kérdést úgy felfogni, hogy az idegsejt, mint nemlineáris oszcillátorok sokasága rendszert alkot, ha a csatolások az egyes részeket rendszerré egyesítik. Az elemzésnél figyelembe kívánjuk venni Wiener elképzeléseit a csatolt nemlineáris oszcillátorok elméletével kapcsolatban (Wiener 1958, 1965, Cowan 1965).

Feltételezzük, hogy a küszöb alatti folyamatok esetén az idegsejt membránját alkotó nemlineáris oszcillátorok sokaságának elemei között nincs szoros csatolás, a frekvencia eloszlása fehér zaj jellegű. Azok az ingerek, amelyek küszöb alattiak, nem képesek az eloszlás jellegét megváltoztatni, azaz csatolást létrehozni, ezért az egyes frekvenciákhoz tartozó energia sem képes összeadódni, az energia megoszlik a frekvenciaspektrumban és a küszöb alatti ingerek hatására az átlagos energia folytonosan változik. A küszöb feletti ingerek hatására a rendszer elemei csatolásba kerülnek, az elemek többsége rezonanciába kerül, ezen a sajátfrekvencián az egyes elemek energiája összeadódik. Ez a frekvencia azért stabil (azaz az inger bizonyos tartományban változhat), mert a rendszerben mindig van nagyszámu elem, amely nem a sajátfrekvencián oszcillál, és így a stochasztikus háttér változása kompenzálja a perturbációt. Így a sokaság (rendszer) stabilitása lényegesen nagyobb, mint az egyes elemeké. A rendszernek tehát küszöb felett is több stabil állapota (további küszöbök) van. Ez lehetővé teszi

bizonyos újabb kísérleti eredmények értelmezését, amelyek a neuron sávdiszkriminációjával kapcsolatosak (Lábos és mtsi. 1973), ill. olyan elméleti elképzelésekkel is összeegyeztethető, amelyek szerint a neuron diszkrét mérési eredmény sorozattal reagál a küszöb feletti ingerekre (Jólesz és Szilágyi 1974). Ha feltételezzük, hogy a spike-szerű oszcilláció egy magas komplexitású rendszer elemei közötti kölcsönhatások eredménye (Cowan 1965), akkor ez megköveteli a statisztikus-valószínűségi szemlélet alkalmazását a neuronális elemi jelenségek leírásában is. Ugyanakkor a neuronmodellnek alkalmazni kell lennie a kódolási folyamatok leírására is. Véleményünk szerint a nemlineáris oszcillátorok sokaságával történő modellezés lehetőséget nyújt az említett problémák megoldására.

#### Irodalom

- Hodgkin, A.D., A.F.Huxley: A quantitative description of membrane current and its applications to conduction and excitation in nerve. *J. Physiol.* 117: 500, 1952.
- Harmon, L.D.: Problems in neural modeling in *Neural Theory and Modelling* ed. R.F.Reiss, Stanford Univ.Press., Stanford, 1964.
- Harmon, L.D., E.R. Lewis: Neural modeling *Physiol. Rev.* 46: 513, 1966.
- Rupprich, P., F. Jólesz: A Hodgkin-Huxley differenciálegyenlet analóg és digitális szimulációja. *KKVMF Jubileumi Tudományos Ülésszak Budapest, 1973.*
- Gesztes G.: Idegelemek elektromos jelterjedésének számítógépes szimulációja. *BME Diplomaterv, 1973.*
- Pál K.: A Hodgkin-Huxley egyenletek digitális szimulációja. *BME Diplomaterv, 1974.*

- Hamilton, H.J.: The economics of neural systems modeling in Biophysics and cybernetic systems. Spartan Books, Washington, 1965.
- Bernstein, J.: Elektrobiologie Friedr. Vieweg, Braunschwig, 1912.
- Hodgkin, A.L., W.A.M. Rushton: The electrical constants of a crustacean nerve fibre. Proc.Roy.Soc. B 133, 444 (1946).
- Cole, K.S., H.J. Curtis: Electric impedance of the squid giant axon during activity. J.gen. Physiol. 22: 649, (1939).
- Hodgkin, A.L., A.F. Huxley, B. Katz: Measurement of current voltage relations in the membrane of the giant axon of Loligo. J.Physiol. 116: 424, 1952.
- Rushton, W.A.H.: Initiation of the propagated disturbance. Proc. Roy.Soc.B. 124: 210, 1937.
- Schmitt, O.H.: Mechanical Solution of the equations of nerve impulse propagation. Am.J.Physiol. 119, 399, 1937. An electrical theory of nerve impulse propagation. AmJ. Physiol. 119, 399, 1937.
- Rashevsky, N.: Outline of a physico-mathematical theory of excitation and inhibition. Protoplasma, 20, 42, 1933.
- Rashevsky, N.: Physico-mathematical aspects of excitation and conduction in nerves. Cold Spring Harbor Symp. Quant. Biol. 4, 90, 1936.
- Bullock, Th.H., S.Hagiwara: Intracellular recording from the giant synapse of the squid. J. Gen.Physiol. 40, 565, 1957.
- Hagiwara, S., I. Tasaki: A study on the mechanism of impulse transmission across the giant synapse of the squid. J.Physiol. 143, 114, 1958.
- Takeuchi, A., N.Takeuchi: Electrical changes in pre- and postsynaptic axons of the giant synapse of Loligo. J.Gen. Physiol. 45, 1181, 1962.
- Tasaki, I., C.S. Spyropoulos: Nonuniform response in the squid axon membrane under voltage clamp. Am.J. Physiol. 193, 309, 1958.

- Bonhoeffer, K.F.: Activation of passive iron as a model for excitation of nerve. *J.Gen. Physiol.* 32, 69, 1948.
- FitzHugh, R.: Mathematical models of threshold phenomena in the nerve membrane. *Bull.Math.Biophys.* 17, 257, 1955.
- FitzHugh, R.: Impulses and physiological states in theoretical models of nerve membrane. *Biophys. J.* 1, 445, 1961.
- FitzHugh, R.: Thresholds and plateaus in the Hodgkin-Huxley nerve equations. *J.Gen.Physiol.* 43, 867, 1963.
- Cole, K.S., H.A. Antosiewicz, P. Rabinowitz : Automatic computation of nerve excitation. *J.Soc.Indust.Appl.Math.* 3, 153, 1955.
- FitzHugh, R., H.A. Antosiewicz : Automatic computation of nerve excitation-detailed connections and additions. *J.Soc. Indust.Appl.Math.* 7, 447, 1959.
- Isaacs, C.D.: Analog-digital-hybrid studies of the reformulated equations of Hodgkin-Huxley. *Math.Biosci.* 7, 305, 1970.
- Lieberstein, H.M.: *Mathematical Physiology* Elsevier, Amsterdam, 1973.
- Harmon, L.D.: *Artificial Neuron Science*, 129, 962, 1959.
- Lewis, E.R.: An electronic analog of the neuron based on the dynamics of potassium and sodium fluxes. in *Neural Theory and Modeling* ed. Reiss, R.F. Stanford Univ Press Palo Alto, 1964.
- Jenik, F.: An outline of the development of a neuron model in *Cybernetics of the nervous system*. Elsevier, Amsterdam, 1965.
- Johnson, R.N., G.R. Hanna : Membrane model: a single transistor analog of excitable membrane. *J.theoret. biol.* 22, 401, 1969.

Roy, G.: A simple electronic analog of the squid axon membrane : The NEUROFET. IEEE Trans. Bio-Med. Eng. 19, 60, 1972.

Ashby, W.R.: Bevezetés a kibernetikába. Akadémia, Budapest, 1972.

Wiener, N.: Nonlinear problems in random theory. Techn. Press MIT, N.Y., 1958.

Wiener, N.: Perspectives in Cybernetics. in Cybernetics of the nervous system ed. Wiener, Schädé Elsevier, Amsterdam, 1965.

Cowan, J.D.: The problem of the organismic reliability. Idem.

Lábos E., Kruger L., Schlobassi R.: Intenzitás-diszkrimináció neuronok szóma membránjában. MET vándorgyűlés, Pécs, 1973.



Egészségügyi Minisztérium, ESZTIK

Az egészségügyi információrendszer strukturájának és kódolásának  
kérdései

Horváth Ferenc

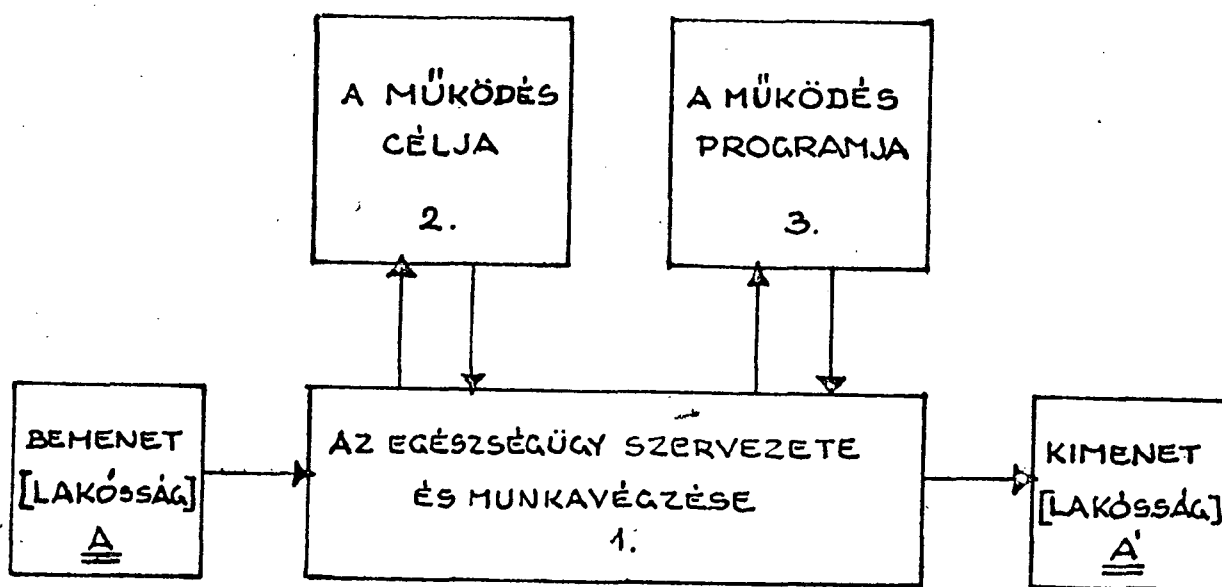
Az egészségügy szervezeti rendszere annak működésével, fejlődési tendenciájával sok vonatkozásban szoros kapcsolatban van. E rendszer ezenkívül meghatározza az egészségügyi információrendszer strukturájának kialakítását is, ami az irányítási (döntési), és az ehhez szükséges adatfeldolgozási részrendszerek konstrukcióját jelenti.

Egy irányítási információrendszer kialakításához figyelembe kell venni az igazgatástudomány szervezéselméleti alapokra helyezése tendenciáját (lásd pl. Szentpéteri I. (8)). Ez a rendszertani aspektusu szervezéselmélet felismerte a vezetés absztrahálódásának és a vezető elszemélytelenedésének szükségességét a modern rendszerekben. Ennek kapcsán lehetővé válik a szervezeti rendszerek belső összefüggéseinek, a szervezeti normákat meghatározó tényezők és formák, a szervezeti működésre a vezetésen kívülről ható emberi tényezők, stb. törvényszerűségeinek figyelembevétele, amelyek segítségével az igazgatás eredményessé tehető. Az általános igazgatástudomány (szervezéselmélet) kapcsolatban van minden olyan tudománnyal, amely szervezeti viszonyokkal foglalkozik. Így kapcsolatban van többek között a rendszerelmélettel, kibernetikával (8). Éppen ezért szükséges, hogy az egészségügy rendszerét a lehető legáltalánosabban megismerjük. Ezt a megismerést segíti elő a rendszerelmélet (5, 6). Az egészségügy rendszerelméleti vizsgálatához ismeretelméleti szempontból az egészségügy alapvető meghatározásából célszerű kiindulni. Az egészségügy fogalmának definíciója Fülöp Tamás (2) szerint a következő:

"Az egészségügy az az állami és társadalmi intézmények, továbbá a tevékenységet meghatározó intézkedések rendszere, amely az orvostudomány eredményeinek felhasználásával az emberek egészségének megtartására, javítására és helyreállítására, a munkaképesség és élettartam maximális meghosszabbítására irányul. Az egészségügy tehát az orvostudomány intézményes gyakorlati alkalmazása."

Tekintsük az egészségügynek az 1. ábrán látható általános rendszermodelljét. A rendszer modelljének egyes blokkjait az egészségügy definíciójával egybevetve a következőket kapjuk:

1. blokk: Egészségügyi szervezet és munkavégzése  $\equiv$   
 $\equiv$  Állami és társadalmi tevékenység, és az e tevékenység keretében szolgáló intézmények rendszere.



1. ábra

Az egészségügy általános rendszermodellje.

Az egészségügyi szervezet tehát az egészségügyi intézmények rendszere. A szervezet munkavégzése pedig azt az állami és

társadalmi tevékenységet jelent, amelyet az egészségügyi intézmények rendszere végez.

1. Az egészségügy szervezete és munkavégzése  $\equiv$   
 $\equiv$  Állami és társadalmi tevékenység, és az e tevékenység keretétől szolgáló intézmények rendszere.
2. A működés célja  $\equiv$  Az orvostudomány eredményeinek felhasználásával az emberek egészségének megtartása, javítása és helyreállítása, a munkaképesség és élettartam maximális meghosszabbítása,

$$|\underline{A}| < |\bar{A}|; |a_{ij}| < |\bar{a}_{ij}|$$

3. A működés programja  $\equiv$  Az egészségügy tevékenységét meghatározó intézkedések rendszere.  
 Bemenet Egészségi állapotmutatókkal (állapotjelző  $\underline{A}$  mátrixszal) jellemzett lakosság.  
 Kimenet  $\equiv$  Egészségi állapotmutatókkal (állapotjelző  $\underline{A}$  mátrixszal) jellemzett lakosság.

Ebből a meghatározásból kitűnik, hogy van valamilyen kapcsolat a szervezet és a rendszer fogalma között. (A szervezet-fogalom hagyományos és új értelmezésének, a rendszerproblémákat figyelembe vevő szervezetmeghatározások típusainak részletes tárgyalását lásd. (4) és (7) -ben.)

A szervezet és a rendszer fogalmi alapján hasonló jelentésűek.

A szervezet Johnson, A.R., Kast, F.E., Rosenzweig, J.E. (4) szerint a következőképpen értelmezhető. A szervezetek

1. társadalmi rendszerek vagy embercsoportok,
2. tevékenységek integrációja, együtt dolgozó emberek,
3. célirányosak, céllal rendelkező emberek.

A szervezet egészében vagy részben önszabályozó rendszer. A szervezetnek Russel L. AcKoff (7) szerint négy lényeges jellemzője van:

1. összetevői között élőlények vannak (esetünkben emberek),

2. bármely adott szituációban lehetséges összes műveletek közötti választásért néhány egyén vagy egyénekből álló csoport tagjai között oszlik meg a felelősség,

3. a különböző funkcióju alcsoportok hírközlés vagy megfigyelés útján tudnak egymás viselkedéséről,

4. a rendszernek mind az eszközök (cselekvési irányok), mind a célok (a kívánt eredmény) tekintetében bizonyos választási szabadsága van.

A szervezet négy lényeges jellemzője Russel L. AcKoff (7) szerint tehát: a tartalom, a struktúra, a kommunikáció és a döntési (választási) eljárás.

A szervezet fenti értelmezése szerinti rendszereket szervezeti rendszereknek nevezzük.

Az egészségügyi szervezetre láthatóan érvényes a szervezet definíciója és a négy lényeges jellemző.

2. blokk: A működés célja  $\equiv$  Az orvostudomány eredményeinek felhasználásával az emberek egészségének megtartása, javítása és helyreállítása, a munkaképesség és élettartam maximális meghosszabbítása.

Az egészségügyi szervezet működési célja számszerűen leírható az egészségügyi felmérésekből kiindulva, a különböző egészségi mutatók szerint, a kívánt egészségi állapotmutatók megadásával. Az elérendő célt a lakosság kívánt egészségi állapotának mutatói döntően meghatározzák. Az ennek érdekében célul kitűzött kórházi ágyszám, műszeres ellátottság, gyógyszerellátás, stb. növelésének mértéke, új egészségügyi intézmények létesítése, stb. közvetlenül a lakosság egészségi állapotának jellemzőire hatnak vissza. A működés célja kölcsönhatásban van az egészségügyi szervezettel és munkavégzéssel.

3. blokk: A működés programja  $\equiv$  Az egészségügy tevékenységét meghatározó intézkedések rendszere.

Az egészségügy működésének alapvető programját elsődlegesen az Egészségügyi Törvény rögzíti. A programot az egészségügyi miniszteri rendeletek, valamint a tanácsi rendeletek részleteiben is meghatározzák. Az egyes egészségügyi intézmények konkrét működési programját az ún. működési szabályzat határozza meg.

Az egészségügy működésének programja az egészségügy szervezetével és működésével kölcsönhatásban van.

Ezek után az egészségügynek, mint rendszernek modellezésével kapcsolatos egyik legfontosabb kérdésre kell válaszolnunk. Mit tekintünk a rendszer bemenetének és kimenetének? az egészségügy, ill. az egészségügyi szervezet és munkavégzése definíciójával való egybevetés jól érzékelteti ezeket a problémákat.

Az egészségügyi rendszer dinamikus rendszer, az összetevői közötti kölcsönhatások az időben változnak. Olyan konkrét bemeneti és kimeneti jellemzőket kell keresnünk, amelyek az egészségügy dinamikus rendszerében jól definiálhatók és illeszkednek az egészségügy rendszerének definíciójához.

Az egészségügy általános rendszermodelljében bemenetként a következőket tartom célszerűnek választani:

Bemenet  $\equiv$  Egészségi állapotmutatókkal (állapotjelző mátrixszal) jellemzett lakosság.

A lakosság egészségi állapotmutatói, az állapotjelző mátrix azokból a mutatókból állítható össze, amelyeket az Egészségügyi Világszervezet, az Egészségügyi Minisztérium, a Központi Statisztikai Hivatal, a Szakszervezetek Országos Tanácsa (a megbízottak kapcsán) és egyéb állami szervek, tudományos intézmények kidolgoztak.

A mutatók egységesítése, továbbfejlesztése, célszerű mátrix alakba rendezése még megoldandó feladat.

Itt említem meg azokat a kísérleti állapotban levő törekvéseket, amelyek a lakosság egészségi állapotát valamilyen egészségi állapotjelzővel kívánják jellemezni. Ezekkel az állapotjelzőkkel valamilyen tevékenységi skála szerint számszerűen kívánják kifejezni a lakosság egészségi állapotát (lásd pl. S.Fanshel - J.W.Bush (1) munkáját). Ezek ismertetésére és kritikai értékelésére itt nem térek ki.

A lakosság egészségi állapotát jelző  $a_{ij}$  ( $i=1,2,\dots, n$ ;  $j=1,2,\dots, m$ ) mutatókból felépített

$$\underline{\underline{A}} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1m} \\ a_{21} & a_{22} & \dots & a_{2m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & a_{n2} & \dots & a_{nm} \end{bmatrix}$$

mátrix az

$$\underline{\underline{A}} = [\underline{\underline{a}}_1, \underline{\underline{a}}_2, \dots, \underline{\underline{a}}_m], \quad \underline{\underline{a}}_j = \begin{bmatrix} a_{1j} \\ a_{2j} \\ \vdots \\ a_{nj} \end{bmatrix}$$

oszlopmátrix, illetőleg az

$$\underline{\underline{A}} = \begin{bmatrix} a^1 \\ a^2 \\ \vdots \\ a^n \end{bmatrix}, \quad \underline{\underline{a}}^i = [a_{i1}, a_{i2}, \dots, a_{im}]$$

sormátrix segítségével kifejezhető. Az elrendezés lehet olyan pl., hogy a mátrix minden egyes sora a lakosságot egy-egy fő tulajdonság szerint jellemző egészségi mutatókat reprezentál. Legyen pl. a lakosságot egészségileg jellemző fő tulajdonság a születések alakulása, amelynek mutatói:

$a_{11}$  = terhességek száma,

$a_{12}$  = spontán vetélések,

$a_{13}$  = művi vetélések,

$a_{14}$  = élveszületések,

$a_{15}$  = természetes szaporodás,

$a_{16}$  = koraszülés,

$a_{17}$  = halvaszületés,

$a_{18}$  = csecsemőhalálozás,

$a_{19}$  = perinatalis halálozás,

$a_{110}$  = korai csecsemőhalálozás,

$a_{111}$  = késői csecsemőhalálozás,

$a_{112}$  = anyai halálozás

stb. száma. Így tehát az

$$\underline{a}^1 = [a_{11}, a_{12}, \dots, a_{112}]$$

sorvektor az összes mutatóból képezett mátrix egyik soraként a lakosság egészségi állapotát egy adott időpontban a születések vonatkozásában jellemzi.

A lakosság egészségi állapotmutatóiból képezett mátrix-elemeket célszerű úgy normálni - természetesen az egyes elemek szükség szerinti megfelelő súlyozásával -, hogy az  $\underline{A}$  mátrix megfelelően értelmezett determinánsára fennálljon az

$$0 < |\underline{A}| < 1$$

reláció oly módon, hogy nagyobb számhoz jobb egészségi állapot tartozzon. Így egy könnyen kezelhető olyan mutatószámot kapunk, amely a lakosság egészségi állapotát a lehető legteljesebb mértékben, komplex módon jellemzi.

A rendszer a bemenet megfelelő kvantifikációs átalakítása után a kimenetet ugyanolyan kvalitatív jellemzőkhöz köti, mint a bemenetet, vagyis

Kimenet  $\equiv$  Egészségi állapotmutatókkal (állapotjelző mátrixszal) jellemzett lakosság.

Nyilvánvaló, hogy a bemeneti és kimeneti állapotmutató mátrixok felvétele között idő telik el, mint mondtuk, rendszerünk dinamikus rendszer. Ez azt jelenti, hogy a kimenet jeleinek pillanatnyi értéke a bemenet jeleinek pillanatnyi értékén kívül függ a bemeneti és kimeneti jelek (állapotmutatók) korábbi állapotától is.

Az egészségügyi rendszer a működés céljának és programjának megfelelően a működés során az  $\underline{A}$  bemeneti mátrixot oly módon alakítja át  $\underline{A}'$  kimeneti mátrixszá, hogy az

$$|\underline{A}| < |\underline{A}'| \text{ és } a_{ij} \leq a'_{ij}$$

reláció fennáll. Ez természetes is, hiszen a rendszer a lakosság jobb egészségi állapotának elérésére törekszik. A lakosság egészségi állapotának állandó változása miatt az egészségi mutatókból képzett mátrix elemei az egész rendszeren változóként vonulnak végig, vagyis a rendszer állandóan változó strukturája ezeket a változó elemeket alakítja át a változó elemekből képezett kimeneti mátrixszá.

Legyen rendszerünknek a bármely  $t$  időpontban kitűzött célja az, hogy a  $\Delta t = t - t_0$  idő múlva a  $0$  lakosság egészségi állapotjelző mátrixa  $\underline{A}_t$  legyen. A rendszer fejlődéséről akkor beszélünk, ha a  $\Delta t$  idő alatt az egészségi állapotjelző mátrix determinánsa úgy változik, hogy

$$|\underline{A}'| \longrightarrow |\underline{A}_t|,$$



és a  $t$  időpontban

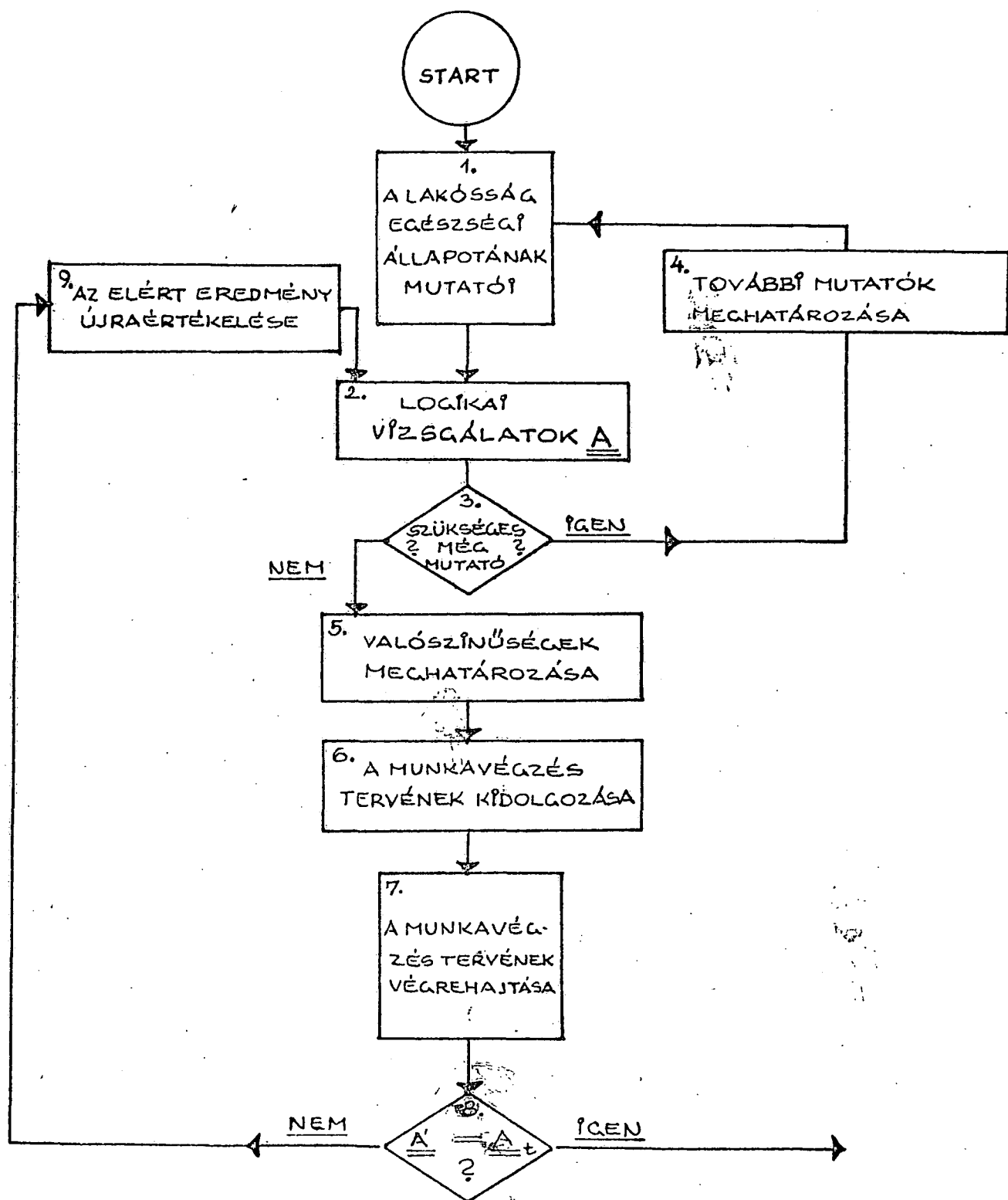
$$|A'_t| - |A_t| \geq 0$$

teljesül. Ez utóbbi feltétel pozitívval nyilvánvalóan akkor válik, ha az előírt célt a rendszer megteljesíti.

Hangsúlyozni kívánom, hogy az egészségügy szervezeti rendszerében az egymással szoros kapcsolatban levő bemeneti és kimeneti jellemzők, valamint a kitűzött cél csakis a lakosság egészségi állapotára vonatkozó ismérvek lehetnek. Ezek reprezentálására vezettem be az egészségi állapotjelző mátrix fogalmát. Minden egyéb, nem a lakosság egészségi állapotát jellemzők, így pl. az egészségügyi rendszer anyagi, közgazdasági, stb. mutatói mind a bemenet és a kimenet, mind pedig a cél vonatkozásában másodlagosak, vagyis az egészségügyi rendszer szervezetének, munkájának, céljának alá vannak rendelve, s csupán ezek megvalósítását szolgálják.

Az a körülmény, hogy az egészségügyi rendszerben a bemenet és kimenet az egészségi állapotukkal jellemzett lakosság, alapvetően meghatározza a rendszernek, mint információrendszernek az alapját és jellegét. Az információrendszerként tekintett egészségügyben az alapvető információnak az egészségi állapotmutatókat, illetőleg az ezekből alkotott állapotjelző mátrixot kell tekinteni. Ezek az információk az egészségügyben nemcsak alapvetőek, hanem elsődlegesek is, ami azt jelenti, hogy minden egyéb információ, ami az egészségügy tevékenységére, stb. vonatkozik, ezeknek van alárendelve (amint erre más vonatkozásban a rendszer céljának tárgyalásakor utaltam.)

Az egészségi állapotmutatók, illetőleg állapotjelző mátrix meghatározása, vizsgálata és felhasználása az egészségügy rendszerében kibernetikai folyamatot alkot. A 2. ábra az egészségügy rendszerében, mint információrendszerben kapott egészségi állapotmutatóknak, mint információknak a folyamatát szemlélteti a rendszer tevékenysége során.



2. ábra  
A lakosság egészségi állapotát jelző információ folyamata  
a rendszerben.

Ebben a rendszerben tehát az eltérések kiegyenlítésének elve valósul meg. A rendszer szabályozásának alapja az

$$|\underline{A}'| \text{ -nek az } |\underline{A}_t| \text{ -vel}$$

mint alapjellel való összevetésével kialakított visszacsatolás.

Nyilvánvaló, hogy az egészségügyi információrendszerben a számítógépek és a számítástechnikai módszerek nem nélkülözhetők.

Az egészségügy általános rendszerstruktúráját az előzőekben bemutatott modellel szemléltettük (1. ábra). Ennek a rendszerstruktúrának a részletezése, a struktúra elemeinek vizsgálata a rendszerelmélet módszereinek alkalmazásával történhet.

Az egészségügynek, mint szervezeti rendszernek és működésének a következő rendszerstruktúrát értelmezhetjük:

- a.) az állami és társadalmi tevékenység keretét szolgáló egészségügyi intézmények osztályozási vagy taxonomiai struktúráját, és
- b.) az állami és társadalmi egészségügyi tevékenységek egymás közötti relációinak, viszonyainak hálóstruktúráját.

Nyilvánvaló, hogy ezt a két rendszerstruktúrát a rendszerben megfelelően egymáshoz kell illeszteni. A taxonomiai struktúra általában fagráf alakú. Ilyen pl. az Egészségügyi Minisztérium szervezeti tagozódásának (2), az egyes egészségügyi ellátási hálózatok intézményi felépítésének szervezeti fájja. Az egészségügyi tevékenységek hálóstruktúrája általában bonyolult felépítésű. Az egészségügyi tevékenység sokfélesége, a tevékenységi csoportok és kapcsolódásainak kialakítása, az egyes tevékenységek relációinak, viszonyainak vizsgálata elsősorban logikai módszereket igényel.

Az egészségügy rendszerstruktúrája és információstruktúrája egymással szoros kapcsolatban van. A rendszerstruktúra határozza meg az információstruktúra alapját képező információkat az irányítás számára.

Vizsgáljuk meg ezek után, hogy mit kell értenünk az egészségügy információstruktúrája alatt. Az egészségügy információrendszere - mint minden információrendszer - alapvetően két, egymástól szorosan el nem választható részrendszerre osztható: az irányítási (vagy döntési) és az adatfeldolgozási részrendszerre osztható. Nyilvánvalóan az irányítási részrendszer az elsődleges. Az egészségügy irányítási információstruktúrája az tehát, amely alapvetően meghatározza a rendszer irányítását, adott helyzetben a döntés meghozatalát, és az adatfeldolgozási részrendszer konstrukcióját.

Az egészségügy irányítására is jellemző, hogy a döntés időpontjában nem ismerjük a döntés hatásának időpontjában aktuális adatokat, az adatok konstellációját, ezeket csak becsülni tudjuk. Ilyen becslésekkel találkozunk az egészségügyi tervezés időpontjában megadott adatokkal. Becsülni tudjuk tehát csupán azt is, hogy mi lesz a lakosság egészségi állapotát jelző adatvektor egy bizonyos idő eltelte után. Ahhoz azonban, hogy ezt az adatvektort becsülni tudjuk, szükségünk van a tervezés időpontjában az előrejelzés céljából szükséges jellemzőkből összeállított ún. indikátorvektorra is.

A lakosság egészségi állapotát egy meghatározott későbbi időpontban jellemző  $A_t$  mátrix elemei (az egészségügy rendszerének akkor kívánatos kimenete) csak olyan körülmények között tervezhető bizonyos valószínűséggel, ha jelenleg ismerjük a lakosságot egészségileg jellemző  $A$  állapotjelző ún. indikátormátrix elemeit.

Igy a tervezés végeredményben döntést jelent, mivel egy jelenleg ismert indikátorkonstelláció alapján egy későbbi időpontra vonatkozó különböző valószínűségű adatkonstelláció közül a legmegfelelebbet választjuk ki.

A  $t$  idő múlva bekövetkező  $a_{ij,t}$  adatállapot bekövetkezésének valószínűsége azzal a feltétellel, hogy jelenleg ismerjük az  $a_{ij}$  adatállapotot (illetőleg ezek konstellációját), a

$$P(a_{ij,t} | a_{ij}) = \frac{P(a_{ij,t}, a_{ij})}{P(a_{ij})}$$

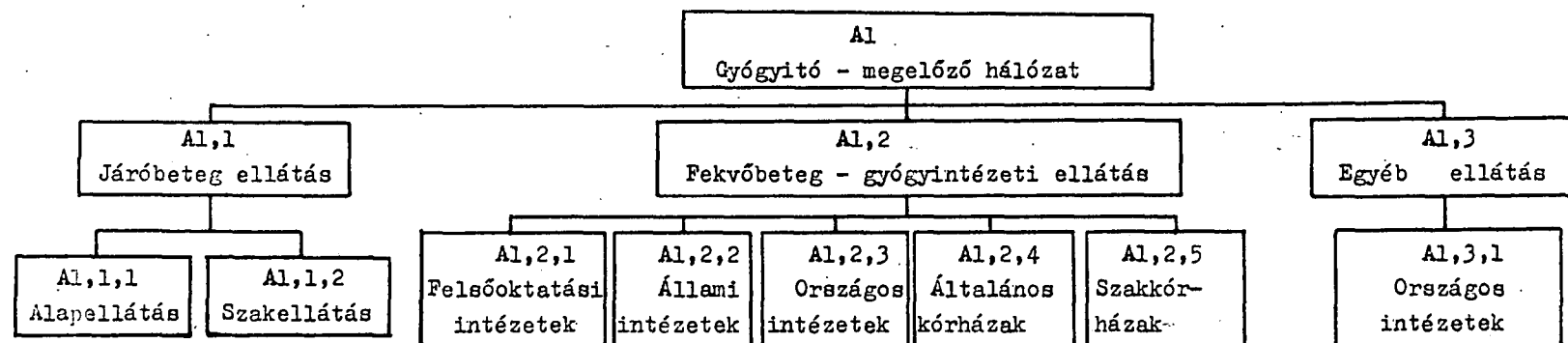
feltételes valószínűséggel fejezhető ki. A döntés időpontjában rendelkezésre álló egészségi állapotjelző indikátorvektorok halmaza ( $A$ ) és az ezekhez tartozó  $P(A_t | A)$  valószínűségeloszlások együttesen határozzák meg az egészségügy rendszerének irányításhoz tartozó

$$I = I \left[ A, P(A_t | A) \right]$$

információstruktúrát. Ez az információstruktúra az elsődleges, mivel ez adekvát az egészségügyi rendszer jellegével. Ebből az információstruktúrából kerül kiválasztásra az optimális döntés folyamatában egy adott egészségi állapotjelző indikátorvektor ismeretében egy meghatározott információstruktúra.

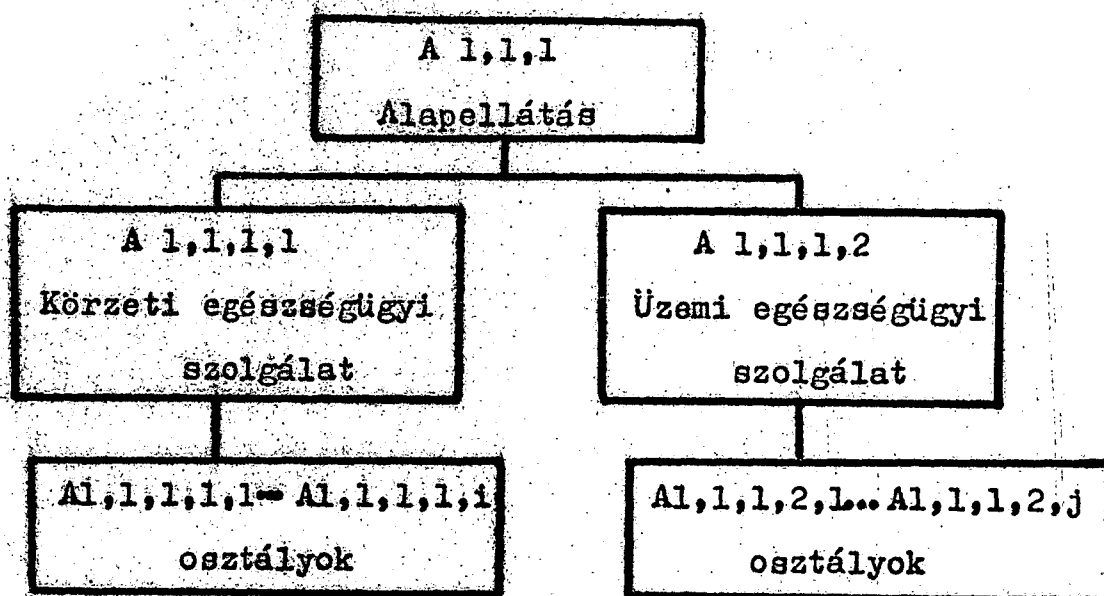
Az egészségügynek, mint az orvostudomány intézményes gyakorlati megvalósításának ez az információstruktúrája az, amit kapcsolatba kell hozni az egészségügy információrendszerével. Az egyes egészségügyi ellátási hálózatok intézményi információstruktúrája, az egészségügyi számítástechnikai program információstruktúrája, stb. végeredményben az egészségügyi rendszer működésének célját valósítja meg. És ebben a célban a rendszernek az előbbiek szerinti információstruktúrája az alapvető. Az egészségügy számítástechnikai programjának megvalósításához a kódrendszert is e célnak megfelelően kell kialakítani. Ennek során elsősorban az egészségügyi ellátási hálózatok fagráf alaku strukturáját kell kialakítani és figyelembe venni.

Mivel a rendszerstruktúra dinamikusan változik, ez a fagráf struktúra, mint információstruktúra is változik. Példaképpen a gyógyító-megelőző ellátás hálózatának fagráf alaku információstruktúráját mutatom be (3. ábra).



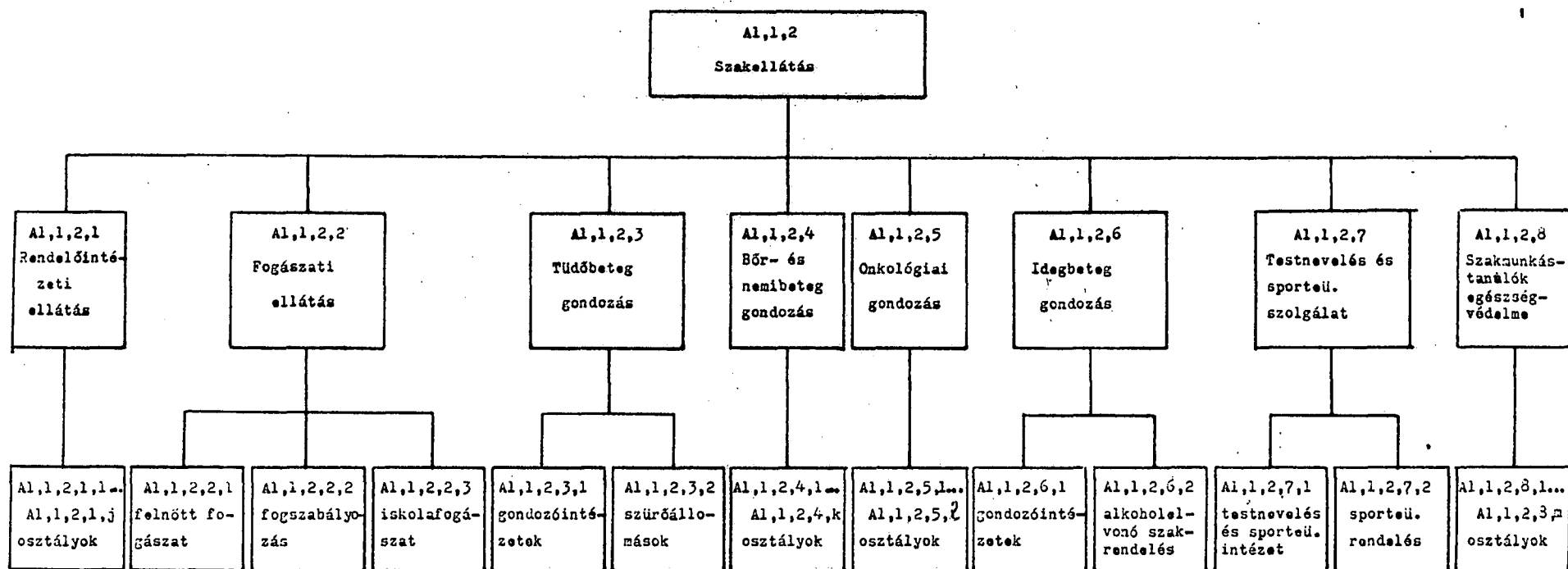
3a. ábra

A gyógyító - megelőző hálózat első két szintje és intézményi kódja



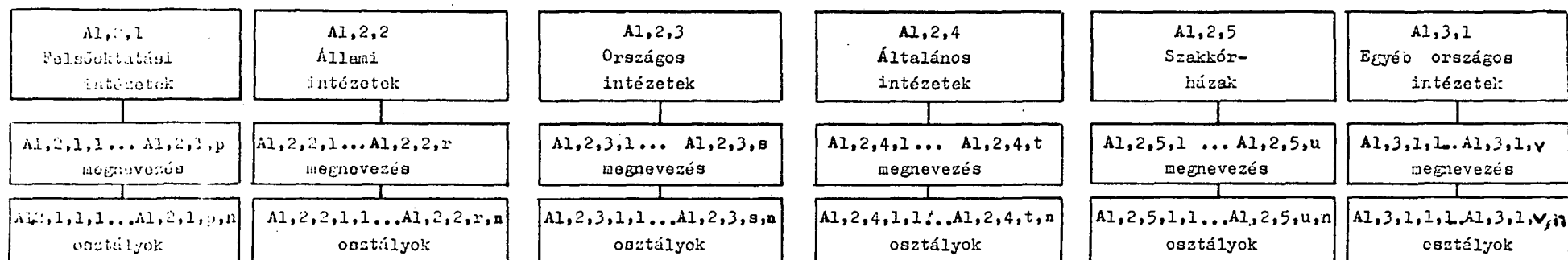
3b. ábra

A gyógyító - megelőző hálózat alapellátása és intézményi  
kódja



3c. ábra  
A gyógyító - megelőző hálózat szakellátása és intézményi  
kódja





3d. ábra

A gyógyító - megelőző hálózat fekvőbeteg - gyógyintézeti és egyéb  
ellátása, valamint intézményi kódja.

A számítástechnikai programnak lehetővé kell tenni, hogy mindazon információk rögzíthetők és kezelhetők legyenek, amelyeket az egészségügyi információrendszer jelenlegi (az 1972. november 13-án tartott miniszterhelyettesi értekezlet állásfoglalása szerinti) hét fő témacsoportjának (az alrendszereknek) megvalósítása igényel. Ezek a következők:

1. A lakosság egészségi állapotára vonatkozó információk.
2. A lakosság életkörülményeiből az egészségügyi viszonyokat leginkább befolyásoló tényezők.
3. Az egészségügyi ellátás szervezete, kapacitása, tevékenysége, működési paraméterei.
4. Munkaerőhelyzet, képzés, továbbképzés.
5. Tudományos kutatás.
6. Az egészségügy anyagi, műszaki helyzete, gazdálkodása és gyógyszerellátás.
7. Nemzetközi összehasonlításhoz szükséges információk.

(Részletesen lásd (3).

Az egészségügyi információrendszerben kezelendő információkat csupán az ellátási hálózatok vonatkozásában érzékelteti az a szám, hogy mintegy 45 intézménytípus szerint kb. 17000 intézményt, ill. intézményesített formát (körzeti rendelő, szakrendelő, kórház, bölcsőde, KÖJÁL, gondozói körzet, stb.) kell kódolni különböző tulajdonságaik (telephelyük, műszaki állapotuk, anyagi, műszaki ellátottságuk, betegforgalmi adataik, stb.), általában az információrendszer adta követelmények figyelembevételével.

Az egészségügyi információrendszer strukturája, adatainak konstellációja nem független az egészségi állapotmutatókkal képezett információstrukturától. A kapcsolat nyilvánvaló, amely számítástechnikai szempontból is kezelhető. Ugyanis az A egészségi állapotmutatók halmazának

$$\underline{A} = \{a_1, a_2, \dots, a_m\},$$

valamint az egészségügyi információrendszer elemeiből álló B halmazának

$$\underline{B} = \{b_1, b_2, \dots, b_n\}$$

adott elrendeződéseivel felírható egy  $m \times n$ -es  $\underline{R} = [r_{ij}]$  relációmátrix, amelynek 0 és 1 elemei valamilyen  $\xi$  relációt definiálnak:

$$r_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{ha } a_i \xi b_j, \\ 0 & \text{egyébként.} \end{cases}$$

Ez a relációmátrix az egészségi állapotmutató paramétereket az egészségügyi információrendszerbe illeszti, és azok vizsgálatát a rendszerben is lehetővé teszi. Különösen jelentős e szempontból a kölcsönhatások vizsgálata, pl. az egészségügyi ellátottság és az egészségi állapotmutatók között.

Az egészségügyi rendszer információstruktúrája tehát kiegészül az egészségügyi információrendszer adatainak  $\underline{B}$  halmazával és az  $\underline{R}$  relációmátrixszal.

Az egészségügyi rendszerének irányításához, működési céljának megvalósításához szükség van különböző rendeletek, utasítások betartására.

Ezek az ún. parancstartalmu információk (transzferátorok) az alsóbb szinteken a döntések meghozatala alkalmával általában bizonyos konfliktus helyzeteket oldanak meg. Az irányításnak ezeket a transzferátorokat (a parancstartalmu információk  $T$  halmazát) figyelembe kell venni.

Az egészségügyi rendszerének az előbbiek szerint vázolt információstruktúrája (a lehetséges döntések és a célfüggvények halmazát itt figyelmen kívül hagyva) az a bázis, amit a rendszer irányítása során figyelembe kell venni. Így a kódrendszernek is tartalmaznia kell mindazokat az elemeket, amelyeket ez az információstruktúra megkövetel.

Végezetül tehát az egészségügyi rendszerének irányításához figyelembe veendő információkkal az információstruktúra:

$$I = I \left[ \underline{A}, \underline{B}, \underline{R}(\underline{A}, \underline{B}), \underline{T}, \underline{P}(\underline{A} \setminus \underline{A}) \right],$$

ahol

- $\underline{\underline{A}}$  : a rendelkezésünkre álló egészségi állapotmutatókból képezett mátrix,
- $\underline{\underline{B}}$  : az egészségügyi információrendszer rendelkezésünkre álló elemeiből álló mátrix,
- $\underline{\underline{R}}(\underline{\underline{A}}, \underline{\underline{B}})$  : az A és B relációmátrixa,
- $\underline{\underline{T}}$  : a transzferátorelemek mátrixa,
- $\underline{\underline{A}}_t$  : a t időpontban bekövetkező egészségi állapotjelző mátrix,
- $\underline{\underline{P}}(\underline{\underline{A}}_t \setminus \underline{\underline{A}})$  : az  $\underline{\underline{A}}_t$  valószínűségeloszlása az A feltétel mellett.

### Irodalom

- (1) Fanshel, S., J.W. Bush: A health status-index and its application to healthservices outcomes. Operations Research 6, 1970.
- (2) Fülöp T.: Egészségügyi szervezéstan. Medicina Könyvkiadó, Bp. 1973.
- (3) Horváth F.: Az egészségügyi gép- és műszerellátottság információrendszerének néhány rendszerelméleti problémája. Orvos és technika, XII.évf. 4., 1974, Egészségügyi gazdasági szemle, 12 évf. 1, 1974.
- (4) Johnson, A.R., F.E. Kast, J.E. Rosenzweig: A rendszerelmélet és a vállalatvezetés /az (5)-ben/.
- (5) Kindler J., Kiss I. szerkesztésében: Rendszerelmélet. Válogatott tanulmányok. Közgazdasági és Jogi Könyvkiadó, Bp, 1969.
- (6) Kindler J., Kiss I. szerkesztésében: Rendszerkutatás. Válogatott tanulmányok. Közgazd. és Jogi Könyvkiadó, Bp. 1973.
- (7) Russel L. Ackoff: Rendszerek, szervezetek és a tudományágakközi kutatás /az (5)-ben/.
- (8) Szentpéteri I.: Az igazgatástudomány szervezéselméleti alapjai. Akadémiai Kiadó, Bp., 1974.

INFELOR Rendszertехnikai Vállalat és Országos Korányi TBC  
és Pulmonológiai Intézet

Fogalomrendszer és modell orvosi-egészségügyi információk  
kezelésére

Széphalmi Géza, Kovács Ferenc, Naszladi Attila és  
Pötzy Péter

1. A gyógyítási esemény fogalma

Gyógyítási folyamatnak nevezzük a betegnek az ápolási rendszerben eltöltött ideje alatt bekövetkezett, a beteggel kapcsolatba hozható olyan események összességét, mely események egyrészt a betegség spontán eseményei, másrészt közvetve vagy közvetlenül a beteg gyógyítása céljából történtek.

Az ápolási folyamat kellő részletességu felbontásával eljutunk az ápolási-gyógyítási esemény fogalmához. A gyógyítási esemény a gyógyítási folyamatban olyan diszkrét pont, amelyben a gyógyítási rendszer két döntő eleme (a beteg és az orvos, vagy annak képviselője) "találkozik", és ennek következményeként valamilyen minősíthető és leírható művelet történik. Ez a művelet általában adatfelvételhez vezet, amelynek során valamilyen formában rögzítik az eseményeket a későbbi rekonstruálhatóság céljából.

Bár az esemény szót igen általánosan értjük, egy vonatkozásban az mindig teljesen konkrét: egy adott betegre vonatkozik.

Az események a legkülönbözőbb szempontok szerint csoportosíthatók. A továbbiakban egy olyan csoportosítást fogunk használni, amely egyrészt illeszkedik a gyógyítási folyamat belső logikájához, másrészt alkalmas vezérfonal a gyógyítási folyamat információs rendszerének elemzéséhez. Mivel a gyógyítási fo-

lyamat igen sokféle eseményből épül fel, célszerű csoportosítás csak hierarchikusan felépített fogalmi rendszerrel végezhető el. Erre utal, hogy a csoportosítás most következő kategóriáit első szintű gyógyítási eseményeknek hívjuk. Ezek a VIZSGÁLAT, a DIAGNÓZISKÉSZÍTÉS és a TERÁPIA.

Vizsgálatnak tekintünk minden olyan eseményt, amelynek célja információnyerés a betegről: a beteg szóbeli kikérdezését éppen úgy ide tartozónak tekinthetjük (anemnézis-felvétel), mint a betegről levett anyagminta laboratóriumi elemzését vagy egy mellkasátvilágítást, stb. Minden vizsgálat típusu eseményben egy dolog közös csak, az, hogy az esemény célja információ-nyerés, konkrét formáját, kiváltó okát (közvetlen célját) tekintve azonban a vizsgálatok igen sokfélék lehetnek.

Diagnóziskészítésnek tekintünk minden olyan eseményt, amelynek célja a beteg állapotának absztrakt meghatározása. Ennek az eseménynek a főszereplője az orvos, az esemény az ő szellemi tevékenysége, a beteg nem közvetlen résztvevő. E tevékenység építőkövei azon az információk, amelyeket - vizsgálat típusu eseményekkel - az orvos a betegről már összegyűjtött. A beteg állapotát a rá vonatkozó információk is meghatározzák. A diagnóziskészítéssel nyert meghatározásban azonban több is van, mint az információk összessége, ebben már az is benne van, amit egyszerűsített szóhasználattal orvosi ismereteknek nevezünk.

Terápia típusu eseménynek tekintünk minden eseményt, amelynek célja a beteg állapotának megváltoztatása. Az ilyen típusu eseményeknek a beteg közvetlen résztvevője, az orvos nem mindig az. A fogalmat - mint az eddigieket is - igen általánosan értjük, ide tartozónak tekintve egy műtétet éppen úgy, mint a rehabilitációs célokat szolgáló tornát vagy a beteg lelkiállapotát megerősíteni kívánó személyes beszélgetést. A terapia típusu események kisebb-nagyobb mértékben mindig kapcsolatban vannak vizsgálat-, ill. diagnóziskészítés típusu eseményekkel.

Az első szintű gyógyítási események részletesebb kategorizálását tartalmi szempontok szerint tovább folytathatjuk. A konkrétság felé közeledve így jutunk el a második (majd a harmadik, stb.) szintű gyógyítási eseményekhez.

A vizsgálat típusu események második szintje:

- kikérdezéssel vizsgálatok,
- fizikális vizsgálatok,
- műszeres vizsgálatok,
- mintavételes (labor-) vizsgálatok,
- műtét-jellegű vizsgálatok.

A diagnóziskészítés típusu események második szintje, amelyben - egyszerűség kedvéért - már csak az esemény természetéről, a diagnózisról beszélünk, a WHO nemzetközi betegségszétályozási rendszerének 17 betegség fő csoportja.

A terápia típusu események második szintje:

- általános terápiák,
- gyógyszeres (kémiai) terápiák,
- műtét (sebészeti) terápiák,
- fizikai (fiziko- és sugár-) terápiák,
- életfunkciós (gépes) terápiák,
- munka és pszichoterápiák.

A fogalmi rendszer az általános érvényűség igényével készült, így az egészségügyi intézmények széles körében, a legkülönbözőbb kórházi osztályokon alkalmas kell hogy legyen a gyógyítási folyamat információit tároló és visszakereső köresetár struktúrájának megalapozására. Az egyes gyógyítási események fenti fő csoportjait hierarchikusan felépített vizsgálat-, diagnózis- és terápiakatalógusokkal tovább osztottuk, amíg a hierarchikus fogalomrendszerben konkrét vizsgálatokig, diagnózisokig, ill. terápiákig el nem jutottunk. A fogalmak struktúrájának hierarchia-szintje természetesen - áganként - más és más, de sohasem kevesebb 5-nél és nem több 8-nál.

A gyógyítási események fenti - tartalmi - osztályozásából már látszik, hogy a használt kategóriák a gyógyítás sajátos eszköztárát, módszereit és logikáját együttesen igyekeznek tükrözni. Az ilyen leírás azonban, bár a "vizsgálat, diagnózis, terápia" tagokból álló legegyszerűbb láncot részleteiben, konkrétságában is tükrözni képes, még nem alkalmas arra, hogy a gyógyítási folyamat általános sémája legyen.

A fentiekben részletezett gyógyítási események ugyanis más és más sorrendben, eltérő funkciókkal ismételtten sorra kerülhetnek, s így alkotják az egyes valóságos gyógyítási folyamatokat.

## 2. A gyógyítási folyamat

A gyógyítási eljárás folyamat-jellege, dinamikája is tükrözhető, ha az első szintű gyógyítási események részletezését nemcsak tartalmi irányban terjesztjük ki, hanem ezzel párhuzamosan, az eseményhez egyéb attribútumokat is rendelünk.

### A vizsgálatok cél-centrikus attribútumai:

- rutin (szűrő-) vizsgálatok,
- diagnózis előkészítő vizsgálatok,
- a tervezett terápia alkalmazhatóságának vizsgálatai,
- az alkalmazott terápia kontroll vizsgálatai.

Ezek az attribútumok konzekvensen cél-centrikusak: a vizsgálatokra igaz általában, hogy céljuk információ-nyerés, a fenti jelzők pedig azt mondják meg, hogy magának az információszerzésnek mi volt a konkrét célja. Erre utalnak az elnevezések, ismét igen tág értelmezésben.

### A diagnóziskészítés helye (célja) szerint lehet:

- diagnózis (az ápolást indokló) fő kórismére,
- diagnózis következményes betegsége,
- diagnózis kísérő betegsége,
- diagnózis iatrogén ártalomra.

Ebben a felosztásban az alkalmazott ismerv a diagnóziskészítés "helye" a betegségi-gyógyítási folyamatban, tehát elvileg éppen úgy a cél pontosítása, miként az előbb a vizsgálatok esetén.

### A terápia típusu események (cél-centrikus) funkcionális jelzői:

- kondicionáló terápiák,
- palliatív terápiák,
- konzerváló terápiák,
- preventív terápiák,



- diagnosztikus terápiák,
- tüneti terápiák,
- oki terápiák.

Az ápolási-gyógyítási események újabb szempont szerinti jellemzését adja egy olyan információ, amely a szóbanforgó eseménynek a valósághoz, a gyakorlathoz, a megvalósuláshoz való viszonyát tükrözi. Ez az attributum is jelző-jellegű, és az előzőekkel együtt szerepelve teszi teljesebbé az esemény konkrétizálását, beillesztését a gyógyítás folyamatába.

Eszerint a vizsgálatok (vizsgálati eredmények) lehetnek:

- hozott vizsgálatok (vizsgálati eredmények),
- tervezett (megrendelt) vizsgálatok,
- (eredményesen) elvégzett vizsgálatok.

Ugyanez az ismerv-rendszer a diagnóziskészítésben az alábbi kategóriákat definiálja:

- hozott diagnózisok,
- aktuális diagnózisok,
- elbocsútó (kórbonctani) diagnózisok.

Magyarázatra e fogalmak közül csak az aktuális diagnózis szorul. A másik kettő a gyógyítási folyamat jól definiált elejéhez és végéhez tartozik, tehát értelmezése az időbeliségen keresztül egyértelmű, egyszeri, változatlan. Az aktuális diagnózis ezen jellemzőkkel nem ruházható fel, mert ez tükrözi azt a folyamatot, amely nemcsak a beteggel, betegséggel, hanem ezen keresztül magával a diagnózissal is lejátszódik, változik a beteg állapotával és a betegről rendelkezésre álló ismeretekkel egyaránt. Ez a változás magába foglalhatja új "minősítés" megjelenését, a korábbi módosulását, pontosítását, érvénytelenedését.

A terápiás események fenti szempont szerinti megoszlása:

- hozott terápia (átvétele),
- terápia tervezése,

- terápia végrehajtása (folyamatban-levőssége),
- elbocsátó (utókezelési) terápia (rendelése).

### 3. A gyógyítási folyamat célja és területei

A gyógyítási tevékenység célja (stratégia-szinten) a betegség megelőzése, ha ez a tevékenység nem járt a kívánt eredménnyel, akkor a betegség leküzdése, ill. ha erre sincs lehetőség, akkor legalább a beteg állapotának stabilizálása, a progresszió lassítása, a szubjektív megélés csökkentése.

A fenti célokhoz értelemszerűen hozzárendelhető a terápiás események egy-egy funkcionális típusa: a preventív terápiák, az oki terápiák, a konzerváló terápiák. A gyógyítási folyamatban tehát ezek azok az események - vagy más megfogalmazásban taktikai lépések - amelyeken át az orvos az éppen aktuális stratégiai célja felé törekszik.

Igen ám, de ezek közvetlen alkalmazására nincs mindig lehetőség, hogy mást ne mondjunk, pl. oki terápia alkalmazásának előfeltétele a betegség mibenlétének, a beteg aktuális állapotának pontos ismerete, vagyis az előbbi fogalmakkal: "érdemi" terápiák alkalmazását meg kell előznie egy vagy több diagnózis-készítés típusu esemény. A diagnózis csak információkon alapulhat, melyet a diagnózis-előkészítő vizsgálat típusu események szolgáltatnak.

A gyógyítási események tartalom-szerinti három fő típusa a gyógyítás folyamatára az alábbi sematikus modellt sugallja: vizsgálat - diagnózis - terápia. A gyógyítási események funkcionális attribútumainak értelmezése lehetővé teszi a folyamat valósághoz közelebb álló értelmezését, s azzal is az orvos tevékenységének tudatosságához közelítünk, ha a folyamat modelljében a kronológiai sorrendet (vizsgálat - diagnózis - terápia) mellékesnek tekintjük a célzatossággal szemben:

oki terápia (vagy ha erre még nincs lehetőség, akkor ennek előfeltételei és áthidaló megoldások, ugymint) - terápiaalkalmazhatósági vizsgálatok és (ezzel egyidejűleg) tüneti terápiák (vagy ha ezek-

re még nincs elegendő ismeret, akkor ismét egy kényszerű visszalépés) - diagnózis-készítés (amely majd lehetőséget ad a terápia kiválasztására, amely alkalmazhatóságának megvizsgálása után esetleg alkalmazható is lesz, vagy ha még a diagnózis-készítésre sincs lehetőség, akkor még egy lépéssel távolodni kell a stratégiai cél eszköztől, az oki terápiától, s el kell végezni a diagnózis-készítés lehetőségét megadó) - diagnózis-előkészítő vizsgálatokat.

A folyamatnak van egy másik szakasza is, amelyet szintén az oki terápiától való (kényszerű) eltávolodás jellemez, de ez kronológiailag nem megelőzi, hanem (esetleg) közvetíti az oki terápia típusu eseményt, nevezetesen akkor, ha oki terápia valamilyen okból nem alkalmazható, vagy alkalmazása nem járt a várt eredménnyel. Ekkor "aktivizálódik" a szűkebb stratégiai cél, a beteg meggyógyítása helyett legalább helyzetének stabilizálása, életének meghosszabbítása. Ennek a stratégiai célnak eszközei a konzerváló és a palliatív terápiák, amelyek a fenti gondolatmenetet megismételve ismét nem "vethetők be" közvetlenül, hanem meg kell hogy előzze őket terápia-al alkalmazhatósági vizsgálat és (azt) diagnózis-készítési esemény, amely pontosítja, kiegészíti a korábbi ilyen típusu esemény eredményét (pl. egy inoperábilis jelzővel) és így tovább.

A modellben a fenti fő folyamaton (amely az ápolást indokló fő kórismére vonatkozott) kívül még mellékágakat is értelmezhetünk, amelyeket az alkalmazott gyógyító célú beavatkozásokból fakadó iatrogén ártalmak, a kísérő és a következményes betegségek felismerése és gyógyítása jelent. A gyógyítási folyamat e mellék-ágai (az ápolást indokló fő kórismére koncentráló) fő ággal részben egyidejűleg, részben azt követően aktívak, de mindenképpen szoros kölcsönhatásban, mind a célok, mind a teendők tekintetében.

Különbözhetnek az egyes ágak abban is, hogy reájuk melyik stratégiai cél van érvényben. Pl. a főágban még van remény a betegség leküzdésére (azaz az oki terápia az érvényben levő taktikai lépés), de a kísérő betegség mellékágában már csak úthidaló megoldás remélhető (az érvényben levő taktikai lépés a palliatív terápia, az előkészítés vagy az alkalmazás szintjén).

A gyógyítási folyamatnak (és így a modellnek is) szerves része az a tevékenység-sorozat is, amelyet a gyógyító orvos az elsődleges stratégiai cél, a megelőzés érdekében végez. Az adott speciális szituációban (a gyógyítandó személy valamilyen okból jelenleg is kezelés alatt áll) ez a stratégiai cél másként érvényesül, mint egészséges emberek esetén, itt döntő hangsúly a iatrogén károsodások és a következményes betegségek megelőzésének van, kondicionáló, preventív és tüneti terápiák, ill. a rutin (szűrő-) vizsgálatok az ehhez kapcsolódó események.

Adott esetben a helyzetet bonyolítja, hogy egy vagy több ág duplikálódik vagy megsokszorozódik azáltal, hogy pl. az alapbetegség mellett két vagy több kísérő betegség is fellép.

Fontosabb összefüggések :

a.) A kórházban fekvő beteg gyógyítása négy, egymástól korántsem független területen folyik egyidejűleg. A gyógyítási folyamat modelljében ennek megfelel négy "párhuzamos" ág.

b.) A bentfekvés minden időpontjában a négy terület mindegyikére érvényben van a gyógyítás három stratégiai célja közül valamelyik. A gyógyítási folyamat modelljében ennek megfelel az, hogy minden ág, minden időpontban meghatározott fázisban van.

c.) A gyógyítás időben egymást követő célszerű tevékenységek összessége. A gyógyítási folyamat modelljében ennek megfelelője: a modell ágai tartalmilag és funkcionálisan jellemzett elemi gyógyítási eseményekből állnak.

d.) A gyógyítás mind a négy ága, minden időpontban - az előzmények által meghatározott - fázisban van (lásd b.), az orvos aktuális törekvése az ágakhoz tartozó stratégiai célok elérése, ehhez a "kulcs" mindig terápia jellegű. A gyógyítási folyamat modelljében : az egyes ágaknak az adott fázisban van egy-egy kritikus eseményük, nevezetesen a fázis által meghatározott attribútumu terápia.

e.) Terápiás beavatkozásnak mindig van több-kevesebb ismeretbeli előfeltétele, ennek biztosítása meg kell hogy előzze a terápia alkalmazását. A gyógyítási folyamat modelljében: az egyes ágak

fázisfüggő kritikus eseményét időben megelőzik egyéb tartalmi és funkcionális jellemzőkkel rendelkező elemi események, ezek időbeli egymásutánja a szóbanforgó ág "eleje" (amellyel párhuzamosan kiegészítő tevékenységek is folyhatnak, pl. tüneti terápiák).

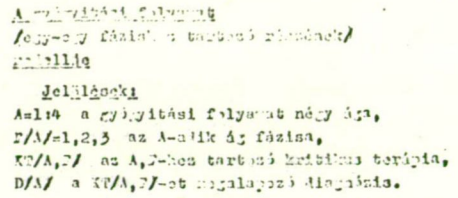
f.) Az adott gyógyítási területen az aktuális stratégiai cél elérését szolgáló terápia eredményességéről vizsgálatok tájékoztatják az orvost, s ezek eredménye alapján dönt további teendőiről. A gyógyítási folyamat modelljében: az óghoz és fázishoz tartozó kritikus eseményt (lásd d.) terápia-kontroll attributumu vizsgálati esemény követi, amelynek kimenete két következménnyel járhat:

- visszalépés fázison belül (a terápia folytatása, a diagnózis pontosítása vagy új terápia keresése),
- átlépés másik fázisba: kedvező kimenetel esetén "alacsonyabbba", kedvezőtlen esetben "magasabbba" (a stratégia-szintű cél módosítása).

Az 1. ábra a fentiekkel összhangban tükrözi a gyógyítási folyamat egy-egy fázishoz tartozó szakaszát. Az ábrán feltüntetett egy-egy mozzanat (döntés, ill. tevékenység) megfogalmazása olyan (általános), hogy jó közelítésben a gyógyítási folyamat mind a négy ágára érvényes. Ugyan ez igaz a fázisok vonatkozásában is. Az ábrázolt sémát tehát úgy tekinthetjük, mint a gyakorlat elvileg lehetséges 12 rész-folyamatának (4 ág, 3-3 lehetséges fázis) absztrahált képét. Egy-egy adott beteg vonatkozásában a 4 ág (azonos, vagy különböző fázisban) egyidejűleg aktív, ezt a tényt úgy értelmezzük (a négy ágnak megfelelően), majd mindegyiket fázisra konkretizáljuk (az egyes ágakhoz érvényes stratégiai célnak megfelelően).

A sémán való végighaladás a gyakorlatban napokat vagy éveket vesz igénybe (a betegség természetes szerint), a beteg aktuális helyzetét tehát úgy is jellemezhetjük, hogy a mellékelt sémában - áganként - "hol tart".

A séma viszonylag magas komplexitása a valóságos folyamatok igen széles körét teszi értelmezhetővé és leírhatóvá.



1. ábra

#### 4. A gyógyítási folyamat szakaszai

Az eddig ismertetett részek központjában az elemi esemény állt, s ezt tekintjük mind a gyógyítás folyamatában, mind az ezt rögzítő információs folyamatban a legkisebb önálló értelemmel bíró egységnek. A gyógyítás folyamata - s így az információs folyamat is - rendelkezik ennél magasabb strukturális egységgel is, amelyet gyógyítási intenzitási szakasznak nevezünk. A gyógyítási intenzitás szempontjából négy kategóriát definiálunk, az alábbi - önkényes - elnevezésekkel és értelmezésben:

##### A gyógyítási intenzitás lehet:

- általános,
- intenzív,
- szanatóriumi,
- elfekvő.

Értelmezésünk szerint a fenti négy gyógyítási intenzitási kategória beteghez, sőt a beteg egy jól meghatározott ismérvekkel rendelkező ápolási-gyógyítási időszakához kötött.

A gyógyítási intenzitás fogalmával azt a ténylegesen meglevő gyakorlatot akarjuk tükrözni, amely szerint pl. egy közvetlen életveszélyben levő beteg igen "intenzív" gyógyítást kíván, állandó orvosi és ápolónői felügyeletet, azonnal elvégzendő laboratóriumi vizsgálatokat, életmentő gyógyszerek és terápiák nagymértékű és azonnali alkalmazását, stb.

Az ilyen intenzitású gyógyítás jellemzője a kórház "erőforrásainak" (személyek, műszerek, berendezések, gyógyszerek) nagymértékű igénybevétele, a nagy "esemény-sűrűség", az események pontos, részletes és azonnali feljegyzésének fontossága, azaz csupa olyan jelenség, ami az egészségügyi intézménynek nemcsak gyógyító apparátusát, hanem információrendszerét is különleges feladatok elé állítja.

Az általános gyógyítási módra jellemző, hogy a beteg nincs közvetlen életveszélyben, ennek ellenére az orvosi "rászorultsága"

nagy. A diagnosztizáló, terápia-kereső és -alkalmazó időszakban levő betegek tartoznak ide. Az ilyen beteg a kórház erőforrásait szintén nagymértékben igénybe veszi (sok vizsgálat, rendszeres terápiás beavatkozások), ugyanakkor ezek az események már nem kell hogy azonnaliak legyenek. Az eseménysűrűség csökken az intenzív gyógyítás fázisához képest (mondjuk úgy napi 50-ről leesik 5-re). Az intenzív gyógyítás időszakában az adekvát időegység az 1 perc, vagy legfeljebb az 1 óra, az általános intenzitási fázisban kb. az 1 nap, a szanatóriumi és az elfekvő intenzitás esetén pedig az 1 hét, ez utóbbi kettőnél az eseménysűrűség tovább csökken, akár heti 1-re.

A szanatóriumi gyógyítási-intenzitási fázisra jellemző, hogy életveszély nincs, a gyógyítandó betegség felismerése, a célszerű terápia megtalálása már megtörtént, sőt érdemi része le is zajlott, a beteg már csak "erősödik", utókezelést kap, stb. A vizsgálatok száma lecsökken néhány kontroll-vizsgálatra, a terápiák abbamaradtak, vagy legalábbis stabilizálódtak. Az orvosi rászorultság kicsi.

Az elfekvő gyógyítási intenzitás jellegzetessége a súlyos, bár nem közvetlen életveszély, s ugyanakkor a kis orvosi rászorultság, amely abból fakad, hogy már minden lehetséges vizsgálat és terápia megtörtént, a beteg az orvostudomány mai állása szerint nem gyógyítható tovább. Az esetleg alkalmazott terápiák már csak tünetiek, és zömében gyógyszerek, ill. ápolás-jellegűek.

Mint a fenti értelmezésből látható, a gyógyítási intenzitás fogalma hiven tükrözi a beteggel kapcsolatos események gyakoriságát és az eseményekkel együttjáró adatforgalom jogi, időbeli és egyéb megkötöttségeit, így e kategóriákat a számítógépes információs rendszer egyik sarkkövének kívánjuk tekinteni. Minden beteg, aki egy gyógyító intézménybe kerül, adott állapota által meghatározottan a négy gyógyítási intenzitás valamelyikét igényli, s ebben vagy megmarad, vagy - s ez a gyakoribb eset - állapotának megváltozása gyógyítási módjának megváltozását is kiváltja. Ilyen változások egy-egy ápolási epizód (bentfekvés) alatt többször is előfordulhatnak, s egyuttal ezek a változások "szakaszolják" az ápolási epizódot.



## INFELOR Rendszertechnikai Vállalat

### Számítógépes kórházi kóresetár kialakító, karbantartó és le- kérdező programrendszer

Lánc Margit, Széphalmi Géza és Torma Lajos

A kórházi kóresetár olyan archívum, amely az egyes betegek és a velük kapcsolatos gyógyítási-ápolási folyamat fontosnak tartott adatait tartalmazza. Itt ismertetendő programrendszerünk, a MEDREK, egy ilyen archív kóresetár realizálására készült.

A rendszer szolgáltatásai: rendszerfile-ok létesítése és bővítése, adat- és segédfile-ok aktuálizálása, komplex kritériumokat kielégítő rekordok hatékony visszakeresése. Célunk, hogy a felhasználók kezébe olyan eszközt adjunk, amelyet sikerrel alkalmazhatnak rutin statisztikák és kimutatások összeállításától olyan tudományos kérdések megválaszolásáig, amelyek ma még esetleg meg sem fogalmazhatók.

#### Rendszerfile-ok létesítése és bővítése

A rendszer alapja a munkatársaink által kidolgozott fogalomrendszer, melynek segítségével kezelni lehet az orvosi-egészségügyi információkat.

Ennek alapelve, hogy mindaz az információ, amit az orvos a számítógépnek ad, vagy attól kap, az orvosi-szakmai gondolatmenethez illeszkedve, annak nyelvezetével legyen rögzíthető. A fogalomrendszer egy hierarchikusan felépített fastruktúra. Legfelső szintjén a kóresetár elemeit képező gyógyítási eseményt leíró három fogalom áll: az eseménytípus, az adatforrás és az esemény funkcionális jelző.

A gyógyítási események három fő típusba sorolhatók, melyekre a vizsgálat, a diagnózis és a terápia elnevezésekkel hivatkozhatunk. Mindhárom eseménycsoport további 6-8 alcsoportra osztható, majd azok is további alcsoportokra. Az ily módon felépített fogalmi struktúra 7 szintű: az egy csomópontból történő elágazások száma 4 és 64 között változik, teljes terjedelmében 5000 fogalmat tartalmaz. A legalsó szinten már olyan konkrét fogalmak szerepelnek, amelyek a legigényesebb kutató-orvosi elvárásokat is kielégítik. Hasonló elvek szerint felépített fogalmi struktúra szolgálja az adatforrás és esemény funkcionális jelző típusú adatok megadását is. Ezt a struktúrát a továbbiakban katalógusnak nevezzük, és a "rendszerfile-ok létesítésén és bővítésén" ennek a katalógusnak a rendszerbe történő felvitelét és bővítését értjük. (A rendszer kialakításában gondoskodtunk arról, hogy a fogalmi struktúrák messzeménően bővíthetők, javíthatók és aktualizálhatók legyenek.)

A fogalomrendszert ily módon tartalmazó KAT és KATI elnevezésű file mágneslemezen tárolt, közvetlen elérésű. A katalógus minden elemének azonosítása három egymással egy-egy megfeleltetésben álló információval történik:

- "orvosi" névvel, a felhasználó számára,
- "kódolt" névvel, a belső azonosítás céljára, és
- a fogalmi struktúrában történő "mozgás" biztosítását szolgáló cím jellegű azonosítóval.

A KATI rekord szerkezete a következő:

tulcsordulás	attributum azonosító	NC	ALCIM	FELCIM
jelző bit	31 bit	16 bit	16 bit	16 bit

A KATI file bővítését a TOLD file oldja meg, amelynek használatbavételét a tulcsordulás jelző bit 1-re történő állítása mutatja.

Az attributum azonosító felépítése olyan, hogy megadja az attributumnak a katalógus fastruktúrájában elfoglalt helyét, típusát, szintjét és a felettes attributum kódját.

A jelölések:

- NC: az orvosi név címe a KAT file-on  
tartalma: szektorcim, és az adott szektoron belül az orvosi név sorszáma,
- ALCIM: az attributum alatti szinten álló első attributum címe a KATI file-ban,
- FELCIM: a felettes attributum címe a KATI file-ban,
- ALCIM és FELCIM esetén a cím szektorcímet és azon belül rekordsorszámot jelent.

A KAT file szerkezete a következő:

Byte sorszám	Tartalom
1.	K = az orvosi nevek száma a szektorban. Az i. orvosi név utolsó byte-jának címe ( $i = 1, 2, \dots, k$ ).
2.- (K + 1).	
(K + 2). -tól	Orvosi nevek folyamatosan, minden orvosi név utolsó két byte-ja az attributum KATI rekordbeli címkódját tartalmazza.

A létesítési és bővítési folyamat programjai felviszik a KAT, KATI, TOLD rendszerfile-okat. A felvitt adatokról visszajelentő jegyzék készül az adatbevitelt kezdeményező forrás részére, a táblázaton az orvosi nevek feltüntetésével.

### Adat- és segédfile-ok aktualizálása

A MEDREK kóresettára archiv kóresettár, tehát csak a kórházból eltávozott betegekről rögzített események halmozát, más szóval ápolási epizódját tartalmazza. Tárolási helye mágnesszalag. A rendszer "adat és segédfile-ok aktualizálása" funkcióján a kóresettárat jelentő u.n. ARH file aktualizálását értjük, amely együtt jár segédfile-jának (OBE) aktualizálásával és végeredményét jelenti egy hosszabb folyamatnak, amit az események archiválásának nevezünk.

Az a körülmény, hogy a részletesen kidolgozott fogalomrendszerben szinte minden rögzítésre érdemes információ szerepel, lehetővé teszi, hogy tetszőleges eseményre vonatkozó adatcsoportot az előre elkészített kártyákból válogassunk össze. Megtörténhet azonban, hogy a felhasználó, a fogalomrendszerben nem szereplő információt kíván tárolni, erre az esetre tartjuk fenn az utolsó adatot, ahol az orvos teljesen kötetlen formában a fogalomrendszer körébe nem tartozó információt közölhet, és természetesen kérdezhet vissza, ez azonban csak az esemény-információkhoz kötve, annak kiegészítéseként szerepel. (Véleményünk szerint a fogalomrendszer maximális orvoscentrikussága és részletes kiépítése a szabad szöveg típusú közlemények jelentőségét elhanyagolhatóvá teszi.)

Az események első tárolási helye, ahol a kártyáról történt beolvasás után elhelyezzük azokat: a NAR file. A mágnesszalagon tárolt átmeneti jellegű file, az alábbi funkciókat tölti be:

- rögzíti az ápolás-gyógyítási események kötegeit,
- gyűjti és összevárja az egybe tartozó, de különböző időpontokban beérkező eseményeket,
- javítófile szerepet játszik a rendszerbe került hibák kiküszöbölésénél,
- rendezett formájában bizonylatjellegű visszajelentés készítésének az alapja (egyrészt a hibás tételekről, másrészt a rendszerbe felvitt információkról),
- rekordjaiból készül az archiv kóresettár adatfile-ja, az ARH.

Jelenleg azonban nem feladata a MEDREK-nek, hogy a NAR file-t, mint aktiv adatbázist (operatív kóresetttárat) kezelje, nem kell biztosítania lekérdezhetőségét.

Amikor az egy kötegben felvitt anyag véglegessé válik és megtörtént a hibák kijavítása, valamint elkészültek a visszajelentő táblázatok, akkor készül egy újabb kiadású rendezett NAR file, ami bemenő file-ja lesz annak a programnak, amely kiválasztja belőle a kórházból eltávozott betegek rekordjait és átviszi teljes epizódként az archiv kóresetttárba. Ezután a NAR file csak az adott időpontban a kórházban tartózkodó betegek eseményeit fogja tartalmazni.

#### Az ARH file szerkezete

4096 byte-os blokkokban folyamatosan tárolja a beteg epizódokat, segédfile-ja (az OBE) tartalmazza minden beteg epizódjának a kezdő címét. Egy epizód kisebb logikai egységekre, részrekordokra oszlik, melyeket a következő módon szervezünk, (a részrekordok információi addig vannak érvényben, amíg újabb ugyanilyen típusú felül nem írja):

- betegazonosító,
- N1 számláló: hány különböző esemény van az epizódban,
- esemény,
- N2 számláló: az eseményhez tartozó részrekordok száma,
- N3 számláló: az eseményhez tartozó rekord hossza byte-ban,
- N4 számláló: a részrekord hossza byte-ban,
- dátum,
- N5 számláló: szabad szöveg hossza byte-ban, N2-szor
- forrás, ismétlődik
- jelző,
- szabad szöveg.

A három utolsó információ opcionális, ezek közül az első kettő hiányzása esetén az előző részrekordban szereplőt kell figyelembe venni, a harmadik hiányzása azt jelenti, hogy nincs szabad szöveg.

### Visszakeresés

A MEDREX kötegelt (batch) üzemmódban működik, nem célja párbeszédéses üzemmód kifejlesztése. Megfelelő terjedelmű katalógus esetén igen használható kóresettárat valósít meg mind az adatok tárolása, mind visszakereshetőségük tekintetében.

A visszakeresés hatékonyságának növelése érdekében más - neslemezen tárolt invertált file-okat készít. Ezeknek az invertált file-oknak mennyisége a felhasználó döntésének függvénye, a rendszer inicializálásakor megadott szintről rugalmasan növelhető, számosságuk csökkenthető a gép konfigurációja és a felhasználó érdeklődése mértékének megfelelően. Elképzelésünk szerint a rendszer önmagát fogja fejleszteni oly módon, hogy a kezdeti, mesterségesen megadott szintről a visszakeresési igények mind hatékonyabb kielégítésére lesz alkalmassá: a gyakran visszakérdezett információkat gyors válaszadásra képesen tárolja, ezzel egyidejűleg "tudatában van" memóriája végességének és a régen vagy ritkán lekérdezett információk invertált file-ját "elfelejti", törli, hogy helyet adjon az újak számára.

A jelenlegi fejlesztési fázisban a létesítés folyamatával egyidejűleg készíti el egy program az ÉRT file-t, amely tartalmazza azokat az attribútumokat, amelyekre szükségesnek tartjuk az indulásnál invertált file-ok un. BETAZ listák) létesítését. Az ÉRT file az egyes attribútumokra megadja az invertált lista tárolási címét.

Az alkalmazó kétféle visszakeresést ismer: beteg szerinti és attribútum szerinti visszakeresést. A visszakeresés szempontjából a dátum típusú információt is attribútumnak tekintjük.

A beteg szerinti visszakeresés történhet teljes terjedelemmel és szűkített terjedelemmel. Első esetben csak a beteg azonosítására szolgáló adatot kell bevinnünk, a második esetben ezen túlmenően azokat az információkat is meg kell adni, amelyek szerint a szűkítést akarjuk. Az attribútumok szerinti visszakeresésbe bele kell érteni az ARH file adatai szerinti, ill. ezen adatoknak logikai műveletekkel képzett kombinációi szerinti visszakeresést is.

Az attributumok szerinti visszakeresés eredménye szerint lehet

- számosságot megadó (0, 1 vagy 2 dimenziós sokaságban),
- betegazonosítókat megadó (0 vagy 1 dimenziós sokaságban).

A visszakeresés bemenő file-ja a QUERY kártyafile, mely a következő előírásokat tartalmazhatja:

1. Az ARH OF típusu visszakeresés: beteg szerinti visszakeresés. Abban az esetben használja a felhasználó, ha bizonyos betegeknek a kóresetárban tárolt epizódja, vagy annak bizonyos eseményeire kíváncsi.

ARH OF b1 b2 b3 ... bn -itt kell felsorolni, hogy  
mely betegek epizódjaira  
van szükség

WHEN  
betegekre vonatkozó  
szűkítő feltételek  
-itt kell felsorolni a szűkítő  
feltételeket, ha a fenti  
betegek közül csak az ezeket  
kielégítőket érdekesek  
(pl. bizonyos betegségük  
volt, vagy dr. Kiss kezelte  
őket)

ONLY  
eseményekre vonatkozó  
szűkítő feltételek  
-itt adjuk meg az események-  
re vonatkozó szűkítő felté-  
teleket, ha a fent kiválasztott  
betegek epizódjainak  
csak bizonyos rekordjait ki-  
vánjuk kitáblázni.

#### A feltételek értelmezése

A feltételek attributumra vagy dátumra vonatkozhatnak és ezeket logikai "és"-sel (AND), logikai "vagy"-gyal (OR) lehet összekapcsolni. Az attributumra vonatkozó feltételt egy KATNEV jelű kártya vezeti be, amelyen EQ vagy NE szerepel. Ezt követi

egy attributumot tartalmazó kártya, azé, amelyre a szűkítő feltétel vonatkozik. A feltételláncokban zárójelzést is alkalmazhatunk. A zárójel kezdetét BEGIN, végét END kártya jelzi. A feltétellánc egy epizódra vonatkozik, az így zárójelzett feltétellánc csak akkor teljesül egy epizódra, ha abban van legalább egy olyan esemény, amelyben a zárójelben lévő feltételek mind egyszerre teljesülnek.

2. A NAMES OF típusu visszakeresés: attributum szerinti visszakeresés. A felhasználó az általa megadott bontásban betegazonosítókat kap egydimenziós táblázat formájában. A kártyafájl két részből áll:

NAMES OF osztályok kijelölése	- itt kell megadni, hogy milyen bontásban kívánja a felhasználó a betegazonosítókat megkapni, az osztályok attributumokat vagy dátumokat jelentenek
WHEN epizódokra vonatkozó szűkítő feltételek	- itt adjuk meg, hogy az epizódon belül milyen esemény feltétel teljesüléséhez kötjük a beteg output táblázatba kerülését.

3. A NUMBER OF attributum szerinti statisztikai visszakeresés. Outputként a felhasználó legfeljebb kétdimenziós táblázatot kap, a táblázat a megfelelő betegek számát tartalmazza. A kártyafájl három részből áll:

NUMBER OF az első dimenzió osztályainak kijelölése	- az egyes részek szemantikája megegyezik azzal, amit a NAMES OF-nál leírtunk, annyi különbség van, hogy itt két dimenziós táblázatot lehet készíteni és ennek megfelelően két osztálysorozatot specifikálni.
ACROSS a második dimenzió osztályainak kijelölése	
WHEN epizódokra vonatkozó szűkítő feltételek	



Az ismertetett szintaktikával leírt visszakeresési parancsokat kártyafile alakjában a rendszer bemenetére juttatjuk. Egy értelmező program szétválasztja a kérdéseket két csoportba; más eljárással keresi vissza a rendszer a betegekre, más eljárással az attribútumokra vonatkozó lekérdezéseket.

Az attribútumok szerinti keresés hatékonyságát az invertált file-ok mennyisége dönti el. Azok az attribútumok, amelyek az ÉRT file-ban szerepelnek, igen gyorsan visszakereshetők. A katalógus fastruktúrájában hozzájuk közel állók szintén elég gyorsan visszakereshetők, a felettesek gyorsabban (itt ugyanis a meglévő BETAZ listák egyesítése a feladat), az alárendelték már kevésbé gyorsan (ebben az esetben az ARH file-hoz is kell fordulni, ha nem is kell azt sorosan végignézni). A tárolókapacitás szűkössége miatt azonban korlátoznunk kell az ÉRT file terjedelmét.

A beteg szerinti visszakeresés ugyancsak hatékonyan hajtható végre: a program a lemezen tárolt OBE file-ból lineáris kereséssel előveszi a keresett beteg epizódjának ARH file-beli címét, ezután már csak a kóresettár több szalagon való elhelyezkedése okozhat problémát a válaszidőben.

Hosszu válaszidőt igényelnek azok a lekérdezések (de egy műszaknál semmiképp nem hosszabbat), amelyek olyan attribútumokra vonatkoznak, amelyeket csak az ARH file soros végignézésével tudunk visszakeresni.

Az ÉRT rekordszerkezete a következő:

attribútum	BETAZ lista	BETAZ lista	lista hossza
azonosító	tárolási módja	címe	byte-ban

A BETAZ lista tárolási módok közül a "teljes bitsorozat" formát írjuk le. Ez a forma akkor előnyös, ha az attribútum a betegek nagyobb részénél megtalálható az epizódban. A MEDREX

betegazonosítója 1-től kezdődő folyamatos sorszám. A bitsorozat első bitje jelenti a 0001 beteget, stb. Annyi bitből álló terület foglalunk le, ahány beteget a rendszer nyilvántart. Ha az attributum szerepel az illető beteg epizódjában, akkor bitjét 1-re állítjuk. Így csekély tárolási terület lefoglalásával is gyors választ tudunk adni a NUMBER OF és NAMES OF típusú lekérdezésekre.

A BETAZ lista aktualizálása az ARH file aktualizálásakor történik.

#### Példa a visszakeresésre

A gyógyító (vagy kutató) orvos az alábbi ismérvekkel határol körül egy szituációt: valamely beteg ápolást indokló fő kórisméje kavernás TBC, amelyhez kísérő betegségként DIABETES MELLITUS járul. Ehhez újabb tünetként nagymennyiségű köpet lép fel, a rtg-kép ASPERGILLOSIS-ra utal (ez a tbc-s kavernák gombásodása). Az elvégzett serológiai vizsgálat az aspergillosist megerősíti. Kérdéses a fenti körülmények között alkalmazandó terápia. A választandó terápiával szembeni döntő elvárás, hogy az aspergillosist megszüntesse. Ez a probléma természetesen többféle visszakeresési uton is megközelíthető, egy lehetséges utat bemutatunk.

A visszakeresés első lépése legyen attributum szerint, statisztikai jellegű visszakeresés. Az output táblázat tartalmazza azoknak a korábban kezelt betegeknek a számosságát, akiknek kavernás tbc-jük, aspergillosisuk és ezek mellett valamilyen endokrin betegségük volt. A táblázat legyen két dimenziós, az egyik dimenziót adja az endokrin kísérő betegségek szerinti bontás, a másik dimenziót pedig a gyógykezelés éve (feltételezve, hogy az archiválás már több éve folyik). Ennek a visszakeresési parancsnak megfelelő output táblázatból - mondjuk - az derül ki, hogy a fenti feltételeknek eleget tevő betegek teljes száma 73, s ebből 41 az utóbbi két évre (mondjuk 1975 és 76-ra) esett. A második dimenzió szerinti bontás szerint pedig a fenti 41 beteg közül 17-nek volt cukor-baja (is). Ez még mindig elegendően nagy szám ahhoz, hogy a visszakeresés további lépéseiben már ezeket a megszorításokat is figyelembe vegyük (1975 vagy 1976-os év, diabetes kísérő betegség).

A visszakeresés második lépéseként már nem számissági adatokat, hanem beteg-azonosítókat kérdezhettek, pontosabban a fenti 17 beteg beteg-azonosítóját, de nem egyszerű felsorolásban, hanem aszerinti bontásban, hogy esetünkben milyen gyógyszeres terápiákat alkalmaztak (aspergillosisukra). További gondolatmenetünkhöz tételezzük fel, hogy a visszakeresésnek ebbe a második lépésébe újabb feltételként a terápia hatásosságát is beépítettük, azaz itt már nem feltétlenül szerepel mind a 17 beteg (azonosítója), hanem csak azok, akiknek van AS-PERGILLUS SEROLOGIA NEGATIV eredményű terápia-kontroll vizsgálatuk. A táblázat adatainak elemzése arra mutat, hogy a korábbi esetek közül legkedvezőbbnek a EMETIN és a PIMAFUCIN kezelésűek mutatkoznak. A táblázat adataiból kiolvasható, hogy olyan beteg, akit a fenti két gyógyszerrel eredményesen kezeltek (és persze a többi feltételnek is eleget tesznek) 5 volt, azonosító számuk a táblázatból ismert, hiszen itt már nem is számisságuk, hanem a betegazonosítók felsorolása szerepelt.

A visszakeresés harmadik lépéseként (pontosabban a problémamegoldás harmadik lépéseként) egy betegazonosító szerinti visszakeresést végeztetünk, kérve a végeredményben megmaradt 5 beteg teljes (vagy esetleg bizonyos szempontok szerint szelektált) kárlefolycsi anyagát.

#### Irodalom

1. Hales A.: The importance of computers in the field of medicine. Computer Weekly International June 14, 1973.
2. Feature Analysis of Generalized Data Base Management Systems, Codasyl Systems Comitee, 1971. (Publ. by ACM)
3. Györki I., Majtényi E.: Az adatbázis-kezelés problémái, Statisztikai Kiadó Vállalat, 1974.
4. PEARL - Information Retrieval and Production Control System for System 4. Dataskil Ltd. 1972.
5. B. Dévai Gizella, Majtényi E.: MARK IV file kezelő rendszer ismertetése.



INFELOR Rendszertехnikai Vállalat és Országos Korányi Tbc  
és Pulmonológiai Intézet

Kórházi információrendszerek létesítésének néhány kérdése az  
Országos Korányi Tbc és Pulmonológiai Intézetben folyó fej-  
lesztőmunka tükrében

Pótzы Péter, Kovács Ferenc, Naszlady Attila és Széphalmi Géza

1. A célkitűzések kérdése

Egy szervezetben a számítógépes információrendszer tervezése alkalmával a célkitűzések megállapítása, vagyis a rendszer szolgáltatásainak rögzítése az első és igen nehéz feladat. Érvényes ez a viszonylag jól megfogalmazható vállalati célokkal működő szervezetekre is, de különös nehézségekkel találkozunk az olyan emberi tényezőkkel mélyen átszőtt szolgáltató típusú intézmény esetén, mint amilyen a kórház.

Ahány ház, annyi szokás - mondja a közmondás, ahány kórház, annyi információrendszer - mondhatná az olvasó. Ez feltétlenül így van, ha csak a különbségeket figyeljük. Ha a közös tulajdonságokkal is megismerkedünk, úgy már egységesebb és biztatóbb a kép.

Az INFELOR Rendszertехnikai Vállalat egészségügyi számítógéppalkalmazásokat kutató gárdája az Országos Korányi Tbc és Pulmonológiai Intézet orvosszakértőivel karöltve 3 éves munka során kialakította elképzeléseit a kórházi számítógépesítés lehetséges reális célkitűzéseiről, a kórházi rendszerek tervezésének és működésének módjairól és megindult a megvalósítás útján. Az INFELOR és a KORÁNYI munkatársainak előadásai ennek a munkának néhány vonatkozásáról kívánják a konferenciát tájékoztatni.

A kórháztervezési szakmában ismertek és meghonosodtak a más létesítményeknél is térthódító ún. tipustervek. A típus-terv elvének előnyeit a gépi adatfeldolgozás területén is felismerték. A kisszámítógépek vállalati alkalmazására irányuló hazai és KGST programban a fejlesztő munka egyik fontos eleme az általános vállalati információrendszer-modellek kidolgozása, amelyek egy-egy vállalatfajta számítógépesítésének "tipus-tervei". Ezeknek nyomán tevékenységünk arra irányul, hogy megalkossuk egy speciális vállalatnak, a kórháznak ilyen modelljét. Tulajdonképpen az ipari jelleg erősödésével együtt jelentkező üzemi szabványosítás egyik megjelenéséről van szó, amely kórház-típusokra és orvosi szakterületekre adaptálható szervezeti, információs és számítástechnikai szabályzat- és eszközgyűjtemény.

A realizált általános kórházi információrendszer-modell olyan számítógépes rendszer, amelynek alap-célkitűzése, hogy a betegeknek a kórház valamennyi erőforrásával való kapcsolatba-kerülése alkalmával minden keletkező lényeges adatot rögzítsen és tároljon. Az így létrehozott részletes, bonyolult szerkezetű adathalmaz közvetlen felhasználói igényeket nem szolgál, és bár egy időpontra vonatkoztatott terjedelme rendkívül nagy, létesítését az teszi lehetővé, hogy rövid ideig állandó. Ez az átmeneti jellegű adatbázis látja el információkkal a felhasználói alrendszereket, amelyek a specifikus igényű adattárolásokat is biztosítják.

A felhasználó tehát az ún. alrendszereken át kapcsolódik a rendszerhez, amelyek egy-egy szükségesnek ítélt nagyléptékű célkitűzés realizálására kialakított szolgáltatások együttese. A célkitűzések megvalósítása vagy új célok tervbevétele így tulajdonképpen moduláris, az összes potenciális szolgáltatást pedig az említett alap-célkitűzés (a valamennyi esemény átmeneti regisztrálásának igénye) határozza meg.

Jelenlegi munkánk a gyógyítási epizódok (egy-egy kórház-bantartózkodás eseményei) rögzítésére és különböző visszakeresési eljárásokra szolgáló archiv kóresettár alrendszer megvalósítására irányul. Erről szól a "Számítógépes kórházi kóresettár kialakító, karbantartó és lekérdező programrendszer" című előadás. Folyik a napi kórházi munkát segítő, kiszolgáló ápolási-gyógyítási alrend-

szer tervezése is, ez nagyban hasonló az archív kóresettárhoz. Operatív jellegű funkcióinak ellátása érdekében azonban az eseményeknek nagyobb halmazával dolgozik, bemeneti-, kimeneti- és tárolási eszközei gyors és kényelmes hozzáférést tesznek lehetővé. Ezen kívül jellemzőek rá az orvosi munka egy-egy gyakran előforduló problémájának megoldását segítő adatformák és eljárások. Előkészületek történnek a műszeres vizsgálatokat végző laboratóriumokat segítő labor-alrendszer kidolgozására is, erről a témakörrel is beszámolunk két előadásban.

A fenti tervezési munkák elengedhetetlenül fontos előfeltétele azonban egy nagy ráfordítást igénylő előkészítő jellegű, de önálló értéket kitermelő munka, az adatleíró rendszer megalkotása volt.

Fejlesztő csoportunk nagy energiát fordított arra, hogy megoldja a kóresetek időbeli részletes leírásának elvi problémáját, erről számol be a "Fogalomrendszer és modell ..." c. előadás. Ez az igény lényegében valamennyi gyógyítási esemény formalizálhatóságát és rögzíthetőségét követeli meg. Kiemelkedő e tekintetben a gyógyítási folyamatnak az a része, amely a jelenlegi dokumentáció ún. dekurzus részében van leírva. A legfontosabb kérdés az lett számunkra, hogy kell-e és lehet-e a dekurzust rögzíteni és ha igen, hogyan? Vitatott kérdés, hogy szükséges-e a dekurzus rögzítése. Meggyőződésünk, hogy valamennyi szóhajóvő alkalmazás számára rendkívül hasznos információk forrásai lehetnek a dekurzusban rögzített események, ezért a nehézségek legyőzésével érdemes ezeket is bevonni rendszerünkbe.

A gyógyítási epizód elején és végén tömörülő statikus adatokat, az anamnézist, a státuszt, a zárójelentést, stb. könnyebb volt elképzelni valamilyen formalizált űrlapként. Egy programozott kérdőív alaku anamnézis és státusz felvételi bizonylat kísérleti alkalmazásra elfogadásra is került, a benne rögzített információk feldolgozására előkészületek történtek. A végleges megoldás véleményünk szerint a fogalomrendszer adaptálása, ez a rendszer ugyanis módot ad az adatok leírására és bizonyos szinten azonos az adattal.

A felvétel, az anamnézis és a státusz megállapítása, valamint a zárójelentéskészítés és elbocsátás között van a dinamikus gyógyítási folyamat: a vizsgálatok, beavatkozások, stb. Miért fordítjuk figyelmünket olyan érdeklődéssel e folyamat felé, miért fordítunk annyi munkát rögzíthetőségére?

Az ellenvetés ma meglehetősen általános: a dekurzus használhatatlan részletek tömege! Igaz, eddig az volt. Ahány kórház, ahány osztály, ahány orvos, annyiféle szokás uralkodott. A feljegyzések értékelhetőségét, összehasonlíthatóságát ez megnehezítette. Érthető is, hogy az orvosok többsége nem kellő gonddal dekurzált, hiszen a kórlapnak ettől a részétől nem várt jelentős hasznosíthatóságot. Az operatív gyógyítási munkában jobban támaszkodhatott emlékezetére, az ápolószemélyzet információira gyógyítási döntéseinek meghozatalában, mint nagyvonalu, rendszerint nem naprakész feljegyzéseire. A lezárt kórlapok dekurzusa pedig az archiválással hozzáférhetetlenné vált.

Milyen előnyöket kínál ezzel szemben az elképzeléseink szerint rögzített dekurzus?

Fogalomrendszerünk az ok-okozati összefüggésben levő eseményláncolatok leírhatóságának igényével készült, erre szolgálnak az események szabványos jelzői. Ha a dekurzus rögzítése ilyen eszközökkel történik, akkor utólag rendelkezésre állnak nemcsak a fontos események, hanem azok részletkörülményei is: a vizsgálatrendelések, azok célja, eredménye, az ezek nyomán hozott terápiás döntések, ezek feltüntetett célja, stb., tehát olyan információk, amelyek tükrözik, rekonstruálhatóvá teszik a gyógyítás stratégiáját, módszerét, vagyis az orvos útját a célhoz. Ez az agymunka pedig értékes kincs, meg kell őrizni! Eddig a sok összegyűlt és általánosított tapasztalat alapján az okos emberek tankönyveket irtak, amelyek minden hasznuk mellett is a statikus, megmerevedett tudást tükrözik. Ma a számítógépes információrendszer révén lehetőség nyílik egy ennél korszerűbb, hatékonyabb tapasztalatgyűjtési és absztrahálási módra. Az új eljárással olyan "mellékes" részletkérdések is eredményesen feltárhatók, amelyekhez eddig sem adat, sem energia nem állott rendelkezésre.



Fogalomrendszerünkben csak az egyes események leírásának módja szabályozott (ez egyébként a fegyelmezett gondolkodásra is jó hatással van), az orvosra bizza azonban a rögzítésre érdemes események kiválasztását. Így változatlanul jelentkezik a túl részletes, ill. túl szűkszavú dekuszok problémája. A kérdést csak az egészségügyi szakvezetés szabályozhatja, mégis nem árt a felhasználókkal tudatosítani, hogy egy információrendszer csak a rögzített adataiban rejlő információkkal gazdálkodhat, több nincs benne. Minden gyógyító és kutató orvos közös érdeke az információ tartalom gazdagítása, ezért az adminisztratív rendelkezések mellett társadalmi egyesületi megállapodások is segíthetnek bizonyos érdeklődési kör kielégítéséhez szükséges adatok rögzítésében, akár kampányszerűen és kölcsönösségi alapon.

## 2. A tervezés módszereinek kérdései

A kórházi rendszerek tervezésénél adott körülményeink között nem követhetők korrekt rendszerszemléletű eljárások. Nem vagyunk teljesen abban a helyzetben, hogy megszabjuk a munka menetét, inkább csak alkalmazkodunk a változó körülményekhez és igényekhez. Ez ma törvényszerű, és arra mutat, hogy az egészségügyi számítógéppalkalmazás hazánkban messze elmarad saját lehetőségeitől, mivel hiányoznak a fejlődést sürgető okok.

A tervezés nagy nehézsége, hogy tartalmilag igen nehéz felderíteni, mire van szüksége az orvosnak, akár a kóresetből, akár a számítógép egyéb lehetséges szolgáltatásaiból. A tudományos kutatás adatigényeit a legnagyobb igyekezettel sem tudjuk felbecsülni. Ezért az adatgyűjtés rendszerének olyan rugalmasságot kell mutatnia, hogy tetszőleges és változó igények is beleférjenek. Másrészt egy közkórházban a kutatás mégiscsak másodrendű kérdés, és az orvosok előbbrevalónak érzik a közvetlen gyógyító munkát segítő berendezéseket, eszközöket.

Körülményeinkhez leginkább megfelelő fejlesztési módszernek tartottuk a sokoldalú megközelítést. Kialakítottuk általános koncepciókat a rendszerről, amint azt az első részben vázoltuk is, és dolgozunk annak megvalósításán. Ezzel párhuzamosan egyedi fel-

adatokat kutatunk fel és oldunk meg, alkalmi módszerekkel, hogy az igények felől tájékozódjunk. Minden egyedi feladat mögött ugyanis egy orvosi probléma van, amelynek általánosításával rendszerünk egy-egy szolgáltatását fedezzük fel. Később, ha a felhasználók jobban megismerkednek a lehetőségekkel, közvetlenül is megfogalmazhatók a rendszerbe építendő új szolgáltatások, problémamegoldó eljárások.

A leírt megközelítési mód kétségtelen hátránya, hogy erőinket megosztja, így az általános koncepció megvalósítását késlelteti, sőt módosíthatja is az idő múlása, az ismeretek gyarapodása és a lehetőségek fejlődése miatt. Az említett egyedi problémák közül az általános érdeklődésre számot tartóakról más alkalommal számolnak be munkatársaink.

Sokoldalú megközelítési stratégiánkat egy másik szinten is igyekszünk érvényesíteni, nevezetesen szeretnénk bármely szakmai szemlélet egyoldalú figyelembevételét elkerülni.

Egy számítógépes irányítási rendszer képét elvileg a valóban megoldásra váró égető kérdések alakítják ki, gyakorlatilag magán viseli azonban a megrendelő és a tervezőgárda szakmai beállítottságának, előéletének erőteljes nyomait. Feltételezzük, hogy a sikeres fejlesztés érdekében egyaránt célszerű figyelembe venni az ügyviteli adatfeldolgozás, a statisztika, a termelésirányítás, a tudományos kutatás, a műszerezés-automatizálás és a folyamatirányítás számítógépesítése oldaláról induló szakértők véleményét. Tudatos törekvésünk mellett erre fejlesztőgárdánk összetétele is biztosítékot ad.

### 3. A rendszer működésének kérdései

A működő kórházi információrendszer szükséges előfeltételeit asszuk fel adatleíró rendszerre, adatrögzítő- és konvertáló rendszerre, tárolási rendszerre és visszakeresési rendszerre. A tényezőknek ezeket az önkényes, de elfogadható csoportjait teljesen általánosan értelmezzük, vagyis tartalmi, szervezési és technikai elemeket egyaránt magukba foglalnak.

Az adatleíró rendszer lényegében a gyógyítási folyamat modellje és az ehhez kapcsolódó fogalomrendszer. Ezt, valamint a tárolási, feldolgozási és visszakeresési kérdéseket más helyen ismertetjük részletesebben.

Kétségtelenül az adatrögzítés, az adatkonverzió a legérzékenyebb pontja egy kórházi információs rendszernek. Míg számos példája van annak, hogy a papír, mint elsődleges adathordozó az orvosoknak nem idegen anyag, hallottunk már olyan rendszerekről is, ahol ezzel a konvencióval radikálisan szakítottak. A mi törekvésünk, hogy elfogadható eszközt használjunk, annak ellenére, hogy meggyőződésünk szerint ma még talán nehezen lenne elfogadható a legmegfelelőbb.

A legkisebb időigénye az emberi beszédnek van, ennek rögzítése magnetofonszalagon gazdaságosan megoldható, a biztonsági követelmények figyelembevételével egyidejűleg. Ugyanakkor szükség lehet, az adatrögzítéssel azonos időpontban, az adatoknak mint utasításoknak, üzeneteknek a továbbítására. Ez különösen a pavillon rendszerű kórházakban gyakori, de másutt is gyakran előfordul. Így vetődik fel a rádiótelefon használatának gondolata, ami viszont már egy hatékonyabb, centralizált adatfelvétel szervezési formát igényel.

Az operatív szolgáltatásokkal rendelkező rendszereknél, ahol a felhasználóknak értelemszerűen közvetlenül csatlakozó be- és kimeneti lehetőséget kell biztosítani, a VDU-val felszerelt kórházi terminálok terjedtek el.

Az off-line szolgáltatások ezt nem feltétlenül igénylik, és jelenlegi lehetőségeink sem engedik meg. Az adatgyűjtési problémára vonatkozóan több lehetséges megoldás merül fel, amelyek közül reméljük olyan is van, amelyik a kísérletek során kiállja a gyakorlat próbáját.

Korszerű eljárás és sok helyen találkozunk is vele, az optikai bizonylatolvasás, bizonyos adatok begyűjtésére előnyös,

komplex rendszerben csak valamelyik más eljárással együtt tűnik alkalmazhatónak.

Ha az ősbizonylat hagyományosan papír marad, ez az egész kórlap-úrlaprendszer áttervezését igényli. További hátrány, hogy mivel az eredetinek a beteg mellett kell maradnia, másodpéldány kell. A másodpéldányokról az adatokat egy alkalmas helyen a fogalomrendszer szerint átültetve gépi adathordozóra kell vinni.

Jelenlegi archiv kóresettár-rendszerünk kártya bemenetre készült. A betegrekordokat egy erre kiképezett személy, részben előre lyukasztott típus-kártyák válogatásával állítja össze.

Bármelyik eljárás a gépi adathordozó előállításához egy, a betegellátó egységektől elkülönített helyet és ott a fogalomrendszer használatára kiképezett személyeket igényel, vagyis csaknem azonos feltételeket, mint az említett mágnesszalagos üzenetrögzítőkkel felszerelt URFI hírközpont. Tekintve, hogy a kórházszervezés egyébként is a centralizált szolgáltatások felé halad, mi is javasoljuk tehát egy adatrögzítő- és diszpécseriroda, a Kórházi Információs Központ (KIK) felállítását. E központ létesítésének célja, hogy a kórházban felmerülő és a kórház falán kívül mutató szervezési lépéseket e központ bonyolítsa, azokat nyomon kövesse, a szükséges információkat azokról levegye és rögzítse. A KIK tehát adatrögzítő és adatkonvertáló központ. Működése lehetővé teszi, hogy az orvos a közvetlen gyógyítási tevékenységen kívül szinte minden mást kiadjon különböző végrehajtó személyeknek. Ebben a megoldásban a számítógépes inputot a KIK készíti, az outputot továbbítja, tehát az orvos és a gép közti interface-t alkotja. Az irodalom szerint az efféle adatkonverzió jól megoldható kisszámu egészségügyi középkáderrel, s az orvosokat jól tehermentesíti.

Ragadjuk még ki a működés egy másik kulcskérdését: fogalomrendszerünk elfogadtatását.

Tapasztalataink megerősítettek abban, hogy az orvosi gondolkodás központja a diagnózis. A diagnózisok osztják fel az orvostudományt, a diagnózis választja el és köti össze a vizsgálatokat és a terápiát. Az orvosképzés is a diagnózis köré épül, az orvosok a valóságra tanult diagnózisokat igyekeznek keresni, hogy tanulmányaikat a gyakorlatban hasznosítsák.

Ha a fogalomrendszer képes az ilyen típusú ismereteken és beidegződéseken alapuló munkamódszert, valamint az egyes kórházakban, osztályokon bevett gyakorlati szokásokat tükrözni, akkor használhatóságának és használatának nem lehet elvi akadálya. A szükséges szervezeti módosítások természetesen elkerülhetetlenek. A gyakorlatban ennek ellenére számos akadály merülhet fel, ezek egy része már előre látható.

A fogalomrendszer oksági kapcsolatba hozza az eseményeket, kényszerít a célok és okok meggondolására és megadására, ettől válik a rögzített anyag pl. oktatásra alkalmassá. Alkalmassá válik azonban az orvosi munka minősítésére és ellenőrzésére is - ez pedig lehetséges, hogy a bukását okozza.

A gyógyító munkában tapasztalataink szerint a vizsgálatok, panaszok, tünetek, diagnózisok gazdag változataival viszonylag kisszámú beavatkozási lehetőség, terápia áll szemben. Lehet, hogy ez a tény nagyszámú rögzített kóresetet sablonossá, a tapasztalatszerzés szempontjából érdektelenné tehet. Ha így van, ezen a fogalomrendszer nem tud segíteni. Bizzunk azonban abban, hogy rendszerünk az eseményeket úgy képes leírni, hogy a látszólag sablonos kóresetekből is hasznos információkat adhat eddig ismeretlen részletekre vonatkozóan.

Bár az irodalmi beszámolók az adatrögzítési szabályok meghonosítását és a kiképzést optimista módon állítják be, rendszerünk használatbavételét nem tudjuk megjósolni. A kockázat fennáll, ezt csak csökkenteni lehet, és erre alkalmasnak látszik a KIK, ahol munkakörileg erre kötelezett személyek a fogalomrendszer szellemében dolgoznak a hozzájuk csatlakozó néhány lelkes felhasználóval. Az előnyök felismerése és a megszokás nyomán utóbbiak száma fokozatosan gyarapodik, míg végül kiterjed mindenkire.

#### 4. Köszönetnyilvánítás

Köszönetünket fejezzük ki Siklaky István főosztályvezetőnek, aki a tényleges igények lappangása idején munkánk számára a pénzügyi alapról gondoskodik, dr. Hutás Imre igazgató főorvosnak, aki a Korányi Intézetben otthont adott kutatásainknak és valamennyi, munkánkban résztvevő és azt támogató munkatársunknak.

#### Irodalom

1. Schmidt, E.C. et al.: Computerized Problem-Oriented Medical Record for Ambulatory Practice. Medical Care, April 1974, Vol. XII. No. 4. pp. 316-327.
2. Weed, L. et al.: Medical records that guide and teach New England J. Med. pp. 278-592, 1968.
3. Technical Note A new terminal for a hospital information system. Med. and Biol. Eng. Vol. 10, pp. 685-687.
4. Abrams, M.E.: Medical Computing C, Chatto and Windus, 1970. London.
5. Pirtkien, R.: Computereinsatz in der Medizin, Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1971.

Országos Korányi Tbc és Pulmonológiai Intézet Belgyógyászati  
Osztály, Cardiopulmonális Laboratórium és INFELOR Rendszer-  
technikai Vállalat

Fekvőbeteg osztály információs rendszerébe csatlakozó klinikai  
laboradat-áramlás kérdése és egy bevált megoldás

Naszlady Attila, Korom Gyula, Littauer András, Pótzky Péter,  
Kovács Ferenc és Széphalmi Géza

Az anamnézist és fizikális vizsgálatot követően az eszközös vizsgálatok segítik az orvost az eredményes gyógyításhoz szükséges döntések - a diagnózisok - kialakításában. Az eszközös vizsgálatoknak azt a csoportját, amely a páciens testéből származó különféle anyagokkal foglalkozik, szoktuk általánosságban klinikai laboratóriumi vizsgálatoknak, vagy röviden laborvizsgálatoknak nevezni.

A laborvizsgálati adatok tulnyomó többsége mennyiségi (abszolút vagy koncentráció jellegű) számszerű információ. Mint-hogy ezek egyre nagyobb tömegben jelennek meg a beteg dokumentációjában, egyre nehezebb a kezelésük. Az adatok tünetértéke csak olyan matematikai módszerekkel határozható meg, amelyek tömeges alkalmazása kizárólag korszerű számítástechnikai eljárásokkal valósítható meg.

Az orvos és ápolónő számára legkényelmesebb és egyben a páciens ellátása szempontjából is talán a leghatékonyabb megoldás az on-line rendszer, amelynek igen jól működő változatát éppen egy éve volt alkalmam látni a Pacific Medical Centerben San Franciscoban. A video display, amely gombnyomásokra mutatja az egyes vagy két-két változó időfüggvény értékeit, azonnali adathozzáférhetőséget biztosít. Magyarországon ez ma még

nem lehet közvetlen cél, átmeneti megoldásra van szükség.

A jelenlegi és az említett teljesen automatizált adatkezelő rendszer közötti átmeneti megoldás akkor számíthat elfogadtatásra, ha eleget tud tenni a következő alapkövetelményeknek:

1. csökkenti az emberi adminisztratív munkát,
2. megkönnyíti az adatok kezelését és értékelését, még hozzá oly módon, hogy ezek a szempontok mind a fekvőbetegosztályon, mind a laboratóriumban, sőt az intézmény gazdasági ügyvitele vonatkozásában is érvényesüljenek.

Tekintsük át röviden a klinikai laboradat-áramlás folyamatát csomópontjai szerint:

1. az orvos közli a vizsgálatot a pácienssel. Ez rendszert szóban történik, de néha írásban is (pl. szívkatheteres vizsgálatba beleegyezés). Előregyártott, a feltételeket is tartalmazó nyomtatott formula optimális erre a célra, csak alá kell írni.

2. Utasítás adása a vizsgálat végrehajtására. Az orvos szóban adja, az ápolónő legcélszerűbben időprogramozott vizitfűzetbe jegyzi fel, és pedig abba az időrovatba, amikor a nevezett vizsgálattal kapcsolatos teendő esedékes.

3. Mintavétel végrehajtása.

4. Anyag és a kísérő információhordozó elkészítése. A vizsgálat kérő lap előkészítésének menete a következő: a délutános vagy éjszakai ápolónő a másnap laborvizsgálatra kerülő páciens névjegytartóját leveszi az osztály betegágy elhelyezését mutató falitábla megfelelő helyéről. Ez a kis (nálunk lemosott röntgenfilmből készített) tok a páciens nevét és azonosító kódját feltüntető névjegyet és előregyártott, azonos tartalmu ragasztós címkéket tartalmaz. A névjegyről egy általunk készített alkoholtartályos, filcnnyelves és gumihengeres eszközzel a két alfanumerikus adat tetszés szerint tovább "nyomtatható" a laborvizsgálati lapra. Az előregyártott címkék a mintaanyag tartályára kerülnek. A dátumot bélyegzik.



5. Az anyag és a kísérő információhordozó szállítása.

6. Laboratóriumi diszpécser munka.

7. Mérés és számított adatok elkészítése.

8. Az eredmények dokumentálása a laboratóriumban : egyrészt a lelet elkészítése, másrészt a labor napló vezetése. Rendszerünkben a laborvizsgálatot végző szakképzett személy adminisztratív tevékenysége a mérési eredmény egyszeri szám-szerű leírására csökken. Mivel a vizsgálat kérő lap egyben az eredménylap is és két példányos (indigós), a laborban maradó másodpéldányokból állítható elő a labornapló. A másodpéldányokat vizsgálatok szerint a műszak végén (vagy elején) ABC-rendbe lefűzik rugósan nyíló karikára.

9. A vizsgálati eredmény visszaszállítása az osztályra.

10. Az osztályra visszakerülő első példányokkal a további eljárás kétféle lehet. Az egyik: az orvos a kórlap tartozékát képező, a lelettel azonos formájú laboradat összesítőre az eredményt átírja. Ez biztosítja, hogy tudomást szerez róla és értéke-li, ugyanakkor bizonyos mértékig segíti, hogy a fejében levő "operatív memóriá"-ba bejusson és ott megmaradjon a szükséges i-deig. A másik: az adminisztrátor beragasztja az eredményt az összesítő megfelelő helyére. Az összesítő a kéréslapokkal azonos formájú és leporellószerűen összeállítható szerkezetű. Így az is-mételt vizsgálatok eredményei szorosan egymás mellé rendeződnek.

11. Összesítő eredményközlés a beteggel. Ez a zárójelen-tés laborvizsgálati adatokat tartalmazó részét jelenti. A laboradat összesítő segítségével az adminisztrátor önállóan is megírhatja a zárójelentés ezen részét, s így az orvos és ő egymástól térben és időben függetlenül dolgozhatnak e tekintetben.

12. A laboratórium a másodpéldányokat negyedévenként a gazdasági hivatalba továbbítja, ahonnan az őket érintő adatok fel-dolgozása után az archivumba kerülnek.

Az ilyen leletkérő és osztályos összesítő megszerkesztésének szempontjai a következők:

1. formailag egységes legyen, mert gépi feldolgozásra az uniformis alkalmasabb,
2. ismételt vizsgálatok esetén az időbeli változásról nyújtson áttekintést,
3. egyazon anyagféleségből történő vizsgálatok leletlapjai az összesítőn közel legyenek egymáshoz,
4. a rendszerint egyidejűleg kért vizsgálatok leletei összevethető - együtt nézhető - formában kerüljenek egymás közelébe,
5. a különböző munkahelyeken végzett vizsgálatok külön leletlappal szerepeljenek,
6. a "normál" értékek tartománya legyen előrejegyezve,
7. az eredményt az orvos is és a gép is tudja olvasni,
8. szabvány méretű legyen és előállítása minél egyszerűbb nyomdai eljárást igényeljen, pl: 1000 bit és két oldal,
9. terjedelme optimális legyen: az átvitel biztonságát fokozza anélkül, hogy már felismerést rontó jel/zaj viszonyt idézne elő,
10. bővíthető legyen az egész rendszer.

#### Tapasztalataink.

Az első változatban fekete színnel nyomtattuk elő a különféle értéktartományokat, de a kék beírások nem tűntek ki eléggé a sok feketéből. Így esett választásunk a megnyugtató hatású és lámpafénynél is jól olvasható halovány zöld színre.

A gyakrabban, és esetleg a szokásos többi kísérő vizsgálat nélkül is kért leletrészeket a lapok szélére helyeztük, hogy ollóval (vagy előperforációval) külön is használhatók legyenek. Pl.: hemoglobin, hematokrit, vizelet, cukor, stb.

Az azonosító kód kizárólagos használata - bármennyire is ideális lenne a titoktartás szempontjából - nehezen valósítható meg, mert a leletek alanyai beszédben is szerepelnek telefonon érdeklődéskor, vagy éppen a páciens vizsgálatra beszélítésakor. Utóbbira pl. a kód teljesen alkalmatlannak bizonyult. A teljes névben egy-két betű elírása, olvashatatlansága kicsi, vagy semmilyen zavart sem okoz. A kód egyedüli használatakor ez már biztos tévesztést okoz.

Az azonosító kód kézzel írása 10-20 %-os tévesztéssel járt. Az ápolónőktől egy ennyire tisztán adminisztrációs jellegű tevékenységben a hibátlanságot biztosító extrém fokú figyelem nem várható el. Ezért, a fentiekben már említett, minímásoló eljárást, azaz egyfajta sokszorosító eljárást dolgoztunk ki. Így az ápolónőnek egyetlen betűt sem kell leírnia és nem tévesztheti el a kód alfanumerikus jeleit sem.

A "névjegyet" a páciens felvételekor készíti az adminisztráció: vagy a központi felvételi iroda vagy az osztályos adminisztrátor - a személyi igazolvány alapján. Ugyanakkor 20 db ragasztós címke is legyártásra kerül, névvel és kóddal.

A labor dolgozóinak sincs a lelettel kapcsolatosan más irnivalója, mint a vizsgálati eredményt egyszer az indigós dupla leletlapra rávezetni. Az un. labor főkönyvet a már említett módon a másodpéldányokból lehet képezni.

Megfelelő bizonylatolási fegyelem esetén, naponta ismétlődő vagy napjában többszöri vizsgálathoz megvalósítható ugyanazon kérő-leletlap ismételt oda-vissza küldése. Ez esetben az eredmények időbeli alakulása a laboratóriumban is jól követhetővé válik. A laboratórium ilyenkor nemcsak szolgáltatóként, hanem konzultánsként is részt vehet a gyógyításban. A sorozatból "kilógó" érték ilyenkor felhívhatja a figyelmet esetleges technikai hibára is.

Az intézet Cardiopulmonalis Laboratórium és Belgyógyászati Osztálya között a rendszer kipróbálásra került. Fenti tapasztalatok szerint javított formában heteken át kifogástalanul működött. A rendszer fokozatos kiterjesztése az Intézet többi osztályaira a nyomtatványellátástól és a további tapasztalatok eredményeitől függ. Kétségtelen, hogy a klinikai laboratóriumok adminisztrációját előíró rendelkezések és szokások több ponton akadályozzák az ismertetett rendszerre való gyors átállást.

Összefoglalás :

Az előadás ismerteti a klinikai laboradatok kérésére, rögzítésére és összegező tárolására kidolgozott rendszert. A megoldás mentesíti az ápolónőt az írásbeli munkától, a betegtévesztést minimalizálja, a laboratórium szakképzett dolgozóinak adminisztrációját csökkenti.

Az adathordozó egységes, mind az orvos, mind a gép számára olvasható és off-line számítástechnikai feldolgozásra alkalmas, már működő teljes klinikai információs rendszerbe annak részeként illeszkedik.

A munka a KORÁNYI - INFELOR együttműködés eredménye.

Egészségügyi Minisztérium, MTA SZTAKI

A kórházi morbiditás vizsgálat számítógépes feldolgozásának  
tapasztalatai és továbbfejlesztése

Csukás Andrásné, Greff Lajos, Krámlí András és Ruda Mihály

Az elmúlt évben ugyanezen a kollokviumon beszámoltunk az 1972. április 1-től 1973. május 31-ig tartó kórházi morbiditás vizsgálat számítógépes feldolgozásának tervéről és a kezdeti tapasztalatokról. Ebben az előadásban az akkor körvonalazott terv megvalósulásáról és további elképzeléseinkről adunk számot.

A feldolgozás eredményeképpen az egészségügyi tervezés számára nélkülözhetetlen adatok váltak könnyen és gyorsan elérhetővé. A feldolgozás orvosi tapasztalatainak ismertetése külön előadást igényel, ezért most elsősorban a gépi megvalósítás számítástechnikai és statisztikai szempontjaival kívánunk foglalkozni.

Az érthetőség kedvéért röviden összefoglaljuk a kórházi morbiditás vizsgálatnak a tavalyi előadásban részletesen kifejtett céljait, a rendelkezésre álló adatok természetét, a mintavétel módját.

Emlékeztetőül megemlítjük, hogy hazánkban 1952 óta folynak kórházi morbiditás vizsgálatok. Ezek feldolgozása eddig kézzel, vagy Hollerith gépekkel történt, így az összefüggések vizsgálata csak korlátozott lehetett.

Az 1972-73. évi kórházi morbiditás vizsgálat célkitűzései a következők voltak:

- a kórházi ápolást igénylő betegségek előfordulás-gyakoriságának megállapítása, a kórházi ápolás időtartamának meghatározása,

- epidemiológiai jellegű adatok biztosítása a feltétlen kórházi ápolást igénylő betegségeknek,
- többször ápoltak arányának és összetételének megállapítása,
- különböző diagnózisok közötti kapcsolat vizsgálata,
- meghatározott faktorok hatásának vizsgálata,
- különböző intézmények tevékenységének értékelése,
- felső és középszintű igazgatás számára adatokat szolgáltatni az irányításhoz és a vezetéshez,
- nemzetközi összehasonlítás biztosítása.

A mintavétel rétegzett volt, a nagyforgalmu szakmáknál - melyek a kórházi ápolások tömegét jelentik - 33 %-os, a többi szakmánál 50 %-os mintavételi aránnyal dolgoztunk.

Egy-egy rétegen belül a véletlen kiválasztás a születésnap alapján történt. A 33 %-os mintavételi arány esetében a 4-re, 8-ra és a 0-ra végződő napokon -, valamint a 22-én születettek kerültek a mintába, a többi szakmánál pedig a hónap valamennyi páros napján születettek. Ez a kiválasztási technika az adathelyesítés számára könnyen elsajátítható volt, megadta a differenciálás lehetőségét, valamint megkönnyítette az ellenőrzést. Ezzel a módszerrel egy 32,6 %-os és egy 49,3 %-os mintavételi arány volt várható.

A próbafelvételnek szánt első két hónapos mintába 110 000, a teljes évi mintába 623 000 kórházi eset került.

A születésnap feltételezett egyenletes eloszlását az adatunk igazolták.

Szakmánként a mintavételi arány azonban mindig alacsonyabb volt a vártnál. A vártnál alacsonyabb arányt a mintavételi arányban a megyék között fennálló különbségek okozhatják, de okozhatja az eltérést az is, hogy a hibás alaphozonylatok egy része nem került vissza a mintába.

A vizsgálat céljaira a kórházi adminisztrációban rendszerített ugynevezett fejlapot használtuk. Ezt a megoldást a kódolási hibalehetőségek minimálisra csökkentése indokolta, bár jelenlegi formájában nem felel meg a modern gépi feldolgozás követelményeinek, nehezen áttekinthető, nem egyértelmű, több felesleges információt is tartalmaz.

Az adatok kódolását a fekvőbeteg gyógyintézetekben orvosok és egészségügyi középiskaderek végezték. Az orvosok és statisztikusok egyszer ellenőrizték a teljes minta kódolását, majd a minta 20 %-át az Egészségügyi Minisztérium szakemberei újra ellenőrizték.

A lyukkártyára rögzített, majd az SZKI által mágnesszalagra felvitt adatokat az SZKI Siemens gépén is ellenőrizték. A gépi ellenőrzés során kiszűrték az idegen karaktereket, az értelmetlen kódértékeket és a korral, nemmel összeférhetetlen diagnózisokat tartalmazó rekordokat. A hibás rekordok aránya 3,6 % volt.

A további feldolgozást az MTA SZTAKI végezte CDC-3300-as gépén. Problémát jelentett az SZKI által szolgáltatott 9 csatornás mágnesszalagok 7 csatornássá konvertálása. Ezt a munkát az Országos Tervhivatal ICL gépén végezték el. A SZTAKI-ban a szalagokat újra ellenőrizték.

A minta jóságát mutatja, hogy 100-nál kevesebb volt a páratlan napon születettek száma, amit gépi uton nem is ellenőriztek, és csak az eloszlások vizsgálatánál derült ki.

Az azonos személyek többszörös ápolására vonatkozó kérdések felvetették az azonosító kódok statisztikai vizsgálatát.

A személyek azonosítására a tervezéskor 9 karakter jött szóba. Ezek: születési dátum, nem, az anya nevének kezdőbetűje.

Az MTA SZTAKI valószínűségszámítási osztályának munkatársai a probléma elméleti tárgyalására a klasszikus cellabetöltési problémának egy nem egyenletes eloszlásra vonatkozó általánosítását javasolták, feltételezve, hogy az azonosításra használt egyes faktorok - a nem és a kor kivételével - függetlenek.

A hibásan azonosított személyek várható számának meghatározására számítástechnikailag könnyen kezelhető formulákat a Matematikai Kutató Intézet munkatársai dolgozták ki.

A számított és az elméleti értékek jó egyezést mutatnak. A számított értékeket úgy kapták, hogy különbözőnek tekintették azokat a személyeket, akiknek állandó lakhelye és foglalkozása különböző, majd megvizsgálták, hogy hány olyan 9 jegyű azonosító kód van, mely az ilyen módon különbözőnek tekintett személyek közül 1, 2, 3, stb. személyhez tartozik.

Megjegyezzük, hogy a belső vándorlás és az egy éven belüli foglalkozás változás - pl. nyugdíjazás - viszonylag nagy száma miatt ez az eljárás nem teljesen korrekt, mégis hű képet nyújt az azonosító kódok statisztikai viselkedéséről.

A Matematikai Kutató Intézet munkatársai nem egyenletes eloszlás esetén is igazolták azt - az egyenletes eloszlásra ismert tényt -, hogy az egybeesések számának szórásnégyzete kis sűrűség esetén is megegyezik a várható értékkel.

A fentiek alapján a személyek azonosítását 13 számjegyű azonosító kóddal végeztük.

A feldolgozásban szereplő bemenő adatok - mintegy 70 millió karakter - négy 800 byte/inch sűrűséggel teleírt mágnesszalagot foglalnak el. A feladatban szereplő minden egyes táblázat elkészítésekor ilyen tömegű adat mozgatása nem lett volna gazdaságos, sem biztonságos. Ezért a teljes adatrendszer részekre bontottuk. Módszerünket a következő, további szempontok is indokolják:

A tervezett táblázatok esetenként az adatrendszernek csak egy részhalmazára vonatkoztak, így egy-egy táblázat elkészítésekor felesleges a teljes adattömeget mozgatni. Sikerült a táblázatok jelentős részét öt olyan csoportba sorolni, melyekhez a teljes adatrendszer 20-26 karakteres részrekordjai szükségesek csak. E-mellett az egyes táblák kialakításához szükséges rendezési eljárásokat egyszerűbben és gyorsabban végrehajtottuk.



Ugyancsak a feldolgozás optimalizálásának céljából bontottuk két részre magukat a táblázat készítő programokat is. Első lépésben a táblázatokban szereplő elsődleges értékeket (ápolási esetek, napok száma) gyűjtöttük össze és helyeztük el mágnesszalagon. A táblázatok kinyomtatása a járulékos értékekkel (százalékok, átlagos ápolási napok, stb.), a feliratokkal együtt egy második lépésben történt. Ilyen módon a metközben felmerült - kisebb módosításokra vonatkozó - újabb igények teljesítéséhez csak kisebb időigényű listázó programokat kellett ujrafuttatni.

Ilyen nagyvolumenű adatfeldolgozási munka során különböző optimalizálási problémák merülnek fel. Meg kell állapítani a részadatrendszerek optimális tartalmát és terjedelmét, valamint a mágnesszalagon tárolt táblázatok optimális tartalmát is, mert egy-egy ilyen táblázat több hasonló típusú kérdés megválaszolására is alkalmas. A fenti optimalizálási feladatok az időközben változó igények miatt egzakt módon nem oldhatók meg.

Optimalizálni kellett a gép tömegtároló SORT program kapacitását lényegesen meghaladó adatmennyiség rendezését is. Ebben az esetben a szalagok fizikai mozgatásának minimális idejére zárt formulát nyertünk.

Könnyen belátható, hogy korlátlan számú mágnesszalag esetén - azaz, ha az egységek  $e$  száma nagyobb, mint ahányszorososa a rendezendő  $r$  adatmennyiség a SORT program rendelkezésre álló mágneslemez memória  $k$  kapacitásának - a fizikai mozgatáshoz szükséges idő nem lehet kevesebb, mint a teljes adatmennyiség mozgatásához szükséges idő  $\frac{3r - k}{r}$  - szerese.

Ha  $\frac{k}{r} > e$ , akkor a minimális mozgatás nagyobb, mint a teljes adatmennyiség mozgatásához szükséges idő

$$\frac{(d + 2) - \frac{k(e-1)^d - 1}{e-2}}{r}$$

-szerese, ahol  $d$  az a minimális szám, melyre

$$r \leq k \left[ e(e-1)^d + (e-1)^{d-1} + \dots + 1 \right].$$

Felmerül a kérdés, hogy ilyen nagyvolumenű adatfeldolgozás esetén szükséges-e előre elkészíteni a statisztikai táblaterveket. Ezeknek valamilyen egyszerű formája mindenképpen szükséges, mert kidolgozásával tisztázódnak a szakemberek előtt a felmerült kérdések, a számítástechnikai szakemberek számára pedig látható, melyek azok a faktorok, melyekre a szakemberek különös súlyt helyeznek, és a programterveket ezeknek megfelelően lehet elkészíteni.

További tapasztalataink azonban azt mutatják, hogy a feldolgozás teljes menete előre nem rögzíthető le, a feldolgozást szekvenciálisan kell végrehajtani. Az első lépésben csak egy vagy két szempont szerinti összefüggéseket lehet vizsgálni, és a további bontásokat csak olyan csoportokra szabad elvégezni, ahol statisztikailag elfogadható eredmény várható. Az ilyen típusú feldolgozást jelenleg elsősorban adminisztratív jellegű problémák gátolják: a szerződéskötések rendszere nem eléggé rugalmas, hosszú távra kell lekötöni meghatározott mennyiségű programozási és gépi kapacitást.

Az ilyen módon elkészült, mintegy 35 nagyméretű, 2-15 ezer sort tartalmazó táblázat áttekintése nehézkes, a táblák a sok felesleges adat mellett gyakran nem tartalmazzák közvetlenül azokat az adatokat, melyekre a szakemberek kíváncsiak. Ezen a helyzetben két módon is kívánunk változtatni.

Az egyik mód egy rugalmas kérdezőrendszer kidolgozása, mely szinte tetszőleges kérdésekre percekben belül választ ad, feltéve, hogy a válasz nem tartalmaz 1-2 ezernél több számadatot. Ilyen kérdezőrendszer kialakítása folyamatban van. Az egyes esetekről felvett 70 karakternyi információból 30 karaktert fog felhasználni. Ezek a karakterek az azonos személyek többszörös ápolására vonatkozó kérdések kivételével valamennyi eddig felmerült kérdés megválaszolásához elegendőek.

A kivitelezés alatt álló kérdező-rendszerben a CDC 3300-as gép ez év januárjában végrehajtott bővítése során nyert lehetősége-

ket használtuk fel. Rendelkezésünkre áll egy 32 millió karakter kapacitású közvetlenül címezhető tömegtároló egység (óriás disc), és ezen már elhelyezhető a teljes adatrendszerből készített olyan rendezett file, amelynek alapján a leggyakrabban felmerülő, különböző eloszlásokra vonatkozó kérdések indextáblázatos módszerrel néhány percen belül megválaszolhatók.

A másik módot úgy nevezhetnénk, hogy a kimenő adatok érdektelenségének automatikus megállapításai, így pl. a megbetegedési esetek havi megoszlás-vizsgálatánál csak az olyan diagnózisra vonatkozó adatokat kell kiírni, melyeknek havi eloszlása az egyenletestől szignifikánsan eltér.

Több más feladattal együtt ez a probléma is felveti az ilyen nagyvolumenű adatfeldolgozással kapcsolatban alkalmazható statisztikai módszerek kérdését.

A feldolgozás kezdeti szakaszában - amikor az eloszlásról szinte semmilyen előzetes információnk nincs - nehéz kiválasztani az alkalmazható statisztikai módszereket.

Az ápolási esetek vizsgálatánál a binomiális eloszlást, illetve kis valószínűségek esetében a Poisson eloszlást tételeztük fel. Az egyes megyéknek az országos értéktől való eltérésének kimutatására az u-próbát használtuk. Az átlagos ápolási napok, megyék közötti eltérésének vizsgálatára - egyes diagnózisokon belül - variancia analízist végeztünk. A vizsgálat alapjául a 300 diagnózist tartalmazó D jegyzéket vettük.

Az analízisek során felhasználtuk még az ápolási eseteknél az ugynevezett indirekt standardizálási eljárást is, mellyel a megyék közötti koreloszlásban fennálló különbséget küszöböltük ki. Standardként az ország lakosságát vettük. Ez az analízis szintén a 300 diagnózisra történt, a szignifikancia vizsgálatra a  $\chi^2$  - próbát használtuk.

Finomabb statisztikai eljárások más jellegű adatok felvételét is igénylik.

Ez a kórházi morbiditás vizsgálat kiinduló pontként szolgál a további, folyamatos kórházi morbiditás vizsgálatokhoz. A jelenleg kapott adataink alapján úgy látszik, hogy egy-egy tervidőszak alatt a 10 %-os mintavétel országos vezetői szinten megfelelő tájékoztatást nyújt. A távlati tervek elkészítéséhez azonban a 10 %-os minta nem megfelelő, mivel részletesebb és sokoldalú analízis szükséges. Egy-egy nagyobb volumenű kórházi morbiditás vizsgálatot a tervidőszakok második felében kell végrehajtani, úgy, hogy a vezetők az adatokat a tervezéshez még fel is tudják használni. Ez azt jelenti, hogy az adatfeldolgozásnak gyorsnak kell lennie, és a közben felmerülő ad-hoc kérdésekre is választ kell adnia. Ezt csak kérdezőrendszerrel lehet megoldani.

Szegedi Orvostudományi Egyetem I. sz. Belgyógyászati Klinika  
és K.L. Számítástechnikai Központ

Adatgyűjtés betegektől kérdőív segítségével számítógépes feldolgozásra

Nagy Ferenc, Benedek Szabolcs, Szarvas Ferenc és Varró Vince

A gyógyító orvosi tevékenység során nélkülözhetetlenül fontos a betegségek kórelőzményi adatainak tisztázása, a jó anamnesis. A megfelelő részletességgel és szakértelemmel felvett adatok alapján következtetni tudunk a lehetséges és kizárható betegségekre. Mondhatjuk, hogy az anamnesis az orvos első diagnosztikus és differenciáldiagnosztikus eszköze a betegségek felismerésében.

Az adatgyűjtés hagyományos módszere egyidős az orvostudománnyal és a beteg-orvos dialóguson alapul. Nélkülözhetetlen, mivel az orvos ez által kerül közvetlen kapcsolatba betegével, meghallgatja panaszait, majd kérdéseket tesz fel a betegség részleteinek tisztázására.

A beteg elbeszélése, feltett kérdésekre kapott válaszok alapján leírt kórelőzményi adatok terjedelme, részletessége és lényegretörése egyaránt függ a kérdező orvos és a kérdezett beteg szubjektumától. Előfordulhat, hogy egyes - az aktuális állapotban mellékesnek tűnő - kérdésekre sem az orvos, sem a beteg nem tér ki. Ezt az információvesztést tovább növeli az orvos kérdéseire kapott nemleges válaszok nyomtalansága, lehetetlenné téve a későbbi, teljességre törekvő egységes kiértékelést. Nehezíti ezt még az a tény is, hogy a beszélgetés során kapott válaszok írásos rögzítésére - az anamnesis felvétel általános fő szempontjain és ismétlődő kérdésein túl - nincsenek szabályok, s így egy beteg újrafelvételekor azonos szakmai tartalmu, de eltérő felépítésű és fogalmazásu anamnesist kaphatunk.

Az egységes adatgyűjtésre, az orvos munkájának könnyítésére már 1949-ben alkalmaztak kérdőívet. A 195 kérdést tartalmazó Cornell Medical Index-ben egy-egy kérdésre a kérdező, IGEN és NEM választ adhatott a megfelelő szó bekarikázásával.

A kérdőíves anamnesis-felvétel segítségével egy betegről annyi információt tudunk gyűjteni, amennyit egy kérdőív kérdéseire adható válaszok tartalmaznak, ezért az előregyártott kérdőíven a kérdések és a válaszok száma rohamosan szaporodott. A nagyszámu kérdés összegyűjtésére és kiértékelésére előnyösen alkalmazható a gyorsan, pontosan dolgozó számítógép, amely megfelelő program és terminál esetén átveheti a kérdező szerepét is.

A nagyszámu kérdéseket tartalmazó kérdőívek, betegségekre jellemző kérdés-csoportjainak gyorsabb kitöltésére Kanner és mtsai alkalmazták először a beteg választól függő elágazást. Ennek lényege, hogy dichotomizáló kérdések alkalmazásával a beteg választól teszik függővé a következő kérdés jellegét. A módszerrel NEM válasz esetén egész kérdéscsoport hagyható ki, IGEN válasz esetén ezen kérdés tisztázására újabb kérdésekre kell válaszolni.

Tekintettel arra, hogy az elágazások kiválasztása az orvosi gondolkodás szerint történik, a beteg - válaszai által, mintegy a következő kérdésig vezetve - az előre meghatározott, orvosi szempontból fontosnak tartott kérdések egész sorozatára felel, átugorva a számára felesleges kérdéscsoportot.

Magunk, az I. sz. Belgyógyászati Klinika Gastroenterológiai Osztályára adaptált elágazó rendszerű kérdőívet dolgoztunk ki az adatfeldolgozás helyi lehetőségeinek figyelembevételével.

A kérdőív jelenlegi formájában három fő részre osztható. Első oldalai gépi feldolgozás nélkül kerülnek az osztályos orvoshoz.

Ezekre az oldalakra a beteg kézírásával írja be személyi adatait, fő panaszát, az esetleg előfordult gyógyszerérzékenységet,

a gyógyszerérzékenységnek tartott reakciót, rendszeresen és alkalomszerűen szedett gyógyszereit, a megelőző kórházi kezelésének adatait.

A második részben olyan általános kérdésekre kerül sor, mint a családi anamnesis, öröklődő és fontosabb, a családban előforduló betegségek, szociális anamnesis, diéta, életvezetési szokások, alvás, munkabírás, étvágy, szomjúság, testsúlyváltozás, széklet, vizelet, hőemelkedés, izzadákonyság, remegés, hányás.

A harmadik részben a következő szervrendszerekkel kapcsolatos kérdéseket találjuk: nyelőcső, gyomor-bélrendszer, máj és epehólyag betegségek. A felsorolt témák a kérdőívben belül egy-egy külön blokkot alkotnak.

A kérdőív formájának kialakításánál a következő egységes szempontokat alkalmaztuk:

- a kérdések, a hozzájuk kapcsolódó válaszokkal keretben kaptak helyet,
- a válaszadás módjára a kérdőív minden egyes lapján újból felhívjuk a figyelmet,
- a kérdőív bal oldalán a kérdésfeltevés, jobb oldalán a válaszadás történik. Ez alól kivétel a szabadon válaszolható kérdés, ahol a választ az erre a célra kihagyott helyen kell beírni,
- minden kérdés sorszámot kapott, amely mellett a kérdés típusát is jelöljük,
- ahol elágazást alkalmaztunk, ott az elágazás kivitelezésére a válaszok alatt a következő megválaszolandó kérdés sorszámát tüntettük fel,
- a soron következő kérdés megkereséséhez az innen induló nyíl is mutatja az utat,
- a kiértékeléshez szükséges kódjelzéseket a jobb oldalon tüntettük fel.

Kérdőívünkön a következő kérdésformákat alkalmaztuk:

- az elágazást biztosító kérdések (A típus),
  - szabadon válaszolható (B típus),
  - több válaszlehetőséget biztosító kérdések (C típus).
- (1. és 2. ábra).

A kérdőív kitöltésére példával illusztrált utmutató áll rendelkezésre, ezen felül a válaszadásban oktatott középiskáder nyújt szükség esetén segítséget. A mintalapok alapján a kérdőív kitöltése a következő: (3. ábra)

Az A betűvel jelölt kérdésnél a beteg a megadott módon jelzi kívánt (IGEN, NEM, NEM TUDOM, NEM ÉRTEM) válaszát, majd a jelzett válasznak megfelelő sorszámú kérdést keresi meg.

A B betűvel jelölt kérdésre írásban válaszol. Ennek megtétele után még egy kérdésre kell válaszolnia IGEN-nel vagy NEM-el. Erre a kérdésre azért van szükség, hogy megtudjuk, elégedett-e a beteg saját válaszával a megadott lehetőségek között, mint alkérdést használhatjuk további részletek tisztázására. Miután a kérdésre a beteg választ adott, visszatérjük az általunk kívánt kérdések sorozatára. (4. ábra)

A C betűvel jelölt kérdések több válaszlehetőséget tartalmaznak. Ennek a kérdésformának két típusát különböztetjük meg. Egyik formájában csak egy, másik formájában tetszés szerinti számú válasz melletti IGEN jelölhető. Míg az első forma választási kényszer elé állítja a beteget, ezáltal bizonyos adatok súlyosságának kiválasztására készíti, a második forma a különböző betegségekre és állapotokra jellemző adatok közötti válogatással segíti elő a konkrét betegségekre vonatkozó adatok gyűjtését.

Valamennyi C típusú kérdés után komplettáló kérdést vezetünk be, melynek célja azonos a B típusnál mondottakkal. Ha a komplettáló kérdésre NEM választ ad a kérdezett (válaszával elégedetlen), ezt a számítógépes feldolgozás után nyomtatásra kerülő szövegben "a témával kapcsolatban kiegészítés szükséges" mondat kiírásával jelzi a gép az orvos számára.



VÁLASZT JELZÉS  
Választ így jelölje:  
Téves választ így jelölje:

13. A.

IGEN	NINCS	NEM TUDOM	NEM ÉRTEN
<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N	<input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> É

Van-e 616 testvére? /édestestvére/

14. B.

IRJA BE NAGYBETŰKKEL, hogy  
Mány édestestvére 61?

VAN	NINCS
<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N

Van olyan testvére, akiről nem tudja, hogy 61-e?

15. A.

IGEN	NEM	NEM T	NEM É
<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N	<input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> É

Kezeli-e orvos valamelyik édestestvérét?

16. B.

IRJA BE NAGYBETŰKKEL, hogy  
melyik testvérét mivel kezelik

IGEN	NEM
<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N

Kívén-e még más megjegyzést tenni ezekhez? /jelölje/

17. szánd  
kérdés következik.

1. ábra

131. V Á L A S Z J E L Z É S

129. Választ így jelölje: ☒ Téves választás így jelölje: ☒

129. A.	IGEN	NEM	NEM TUDOM	NEM ÉRTEK
Amikor bási fájdalma jelentkezik, észlelte-e, hogy az kivágódik valamire?	<input type="checkbox"/> I 130	<input type="checkbox"/> N 131	<input type="checkbox"/> T 131	<input type="checkbox"/> É 131

130. 0.

Hova sugárzott ki a fájdalom?  
Lehetséges válaszok:  
☒ IGEN ☐ JELÖLHETŐ

	IGEN	NEM
- jobb oldalra	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- bal oldalra	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- felfelé	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- hátra	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- lefelé	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- alulra	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- a nemi szervek felé	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- a jobb combba	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- a bal combba	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N
- a felsoroltakon kívül említene még más választ is? /jelölje/	<input type="checkbox"/> I 131	<input type="checkbox"/> N 131

131. A.

	IGEN	NEM	NEM TUDOM	NEM ÉRTEK
Volt-e mérgessége?	<input type="checkbox"/> I 132	<input type="checkbox"/> N 140	<input type="checkbox"/> T 140	<input type="checkbox"/> É 140

2. ábra

140. kérdés kivételével.

2. ábra

1. KITÖLTÉSI MINTALAP

VÁLASZ JELEZÉS

Választ így jelölje: ☒ I

Téves választ így jelölje: ☒ N

1. A.	IGEN	NEM	NEM TUDOM	NEM ÉRTEM	
Él-e az Ön édesapja?	<input checked="" type="checkbox"/> I	<input checked="" type="checkbox"/> N	<input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> É	00010

2. A.	IGEN	NEM	NEM TUDOM	NEM ÉRTEM	
Kezeli-e orvos édesapját?	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N	<input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> É	00020

3. B.	IGEN	NEM			
IRJA BE HAGYBETÜKKEL, hogy milyen panasz miatt áll az édesapja kezelés alatt?					
.....					
.....					
.....					
Van még más panassa is, amelyet megemlítené? /jelölje/					
	<input type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N			85010

4. A.	IGEN	NEM	NEM TUDOM	NEM ÉRTEM	
Tudja-e édesapja haldia okát?	<input checked="" type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N	<input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> É	00030

6. számú kérdés következik.

3. ábra

2. KITÖLTÉSI MINTALAP

VÁLASZ JELEZÉS

Választ így jelölje: ☒ I

Téves választ így jelölje: ☒ N

32. A.	IGEN	NEM	NEM TUDOM	NEM ÉRTEM	
Érzi-e, hogy életmódjában nyugtalanító, idegesítő körülmény van?	<input checked="" type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N	<input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> É	00290

33. C.	IGEN	NEM			
Hol jelentkezik életmódjában az a körülmény?					
Lehetséges válaszok:					
több IGEN <input type="checkbox"/> jelölhető					
- szűkebb családdomban	<input checked="" type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N			120010
- rokonságomban	<input type="checkbox"/> I	<input checked="" type="checkbox"/> N			120020
- lakóhelyemen	<input checked="" type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N			120030
- munkahelyemen	<input type="checkbox"/> I	<input checked="" type="checkbox"/> N			120040
- a felsoroltakon kívül említene még más választ is? /jelölje/	<input checked="" type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N			80010

34. C.	IGEN	NEM			
Milyen mértékben zavarja ez Önt?					
Lehetséges válaszok:					
csak egy IGEN <input type="checkbox"/> jelölhető					
- kismértékben	<input type="checkbox"/> I	<input checked="" type="checkbox"/> N			120050
- nagy mértékben	<input checked="" type="checkbox"/> I	<input type="checkbox"/> N			120060
- a felsoroltakon kívül említene még más választ is? /jelölje/	<input type="checkbox"/> I	<input checked="" type="checkbox"/> N			80020

35. számú kérdés következik.

4. ábra

A kérdőív kitöltésével kapcsolatban csak kis esetszámu tapasztalatunk van. Az eddigi tájékozódó jellegű vizsgálatok azt mutatták, hogy a 148 kérdést tartalmazó kérdőívünk kitöltéséhez, melynek legkevesebb 63 kérdésre kell választ adni, legalább 32 perc szükséges.

A kitöltött kérdőívet perforátor készíti elő számítógépes feldolgozásra a megadott perforálási utasítás szerint.

A szövegszerű anamnesis összeállításához előre meghatározott, egy-egy kódszámhoz és betűjelzéshez rendelt mondat mozaik készlet áll rendelkezésre. A gép a programban meghatározott módon gyűjti, mondattá fűzi, majd írja ki a beérkezett pozitív és kívánt negatív válaszokat. Ennek program-technikai megoldását munkacsoportunk matematikus tagja ismerteti.

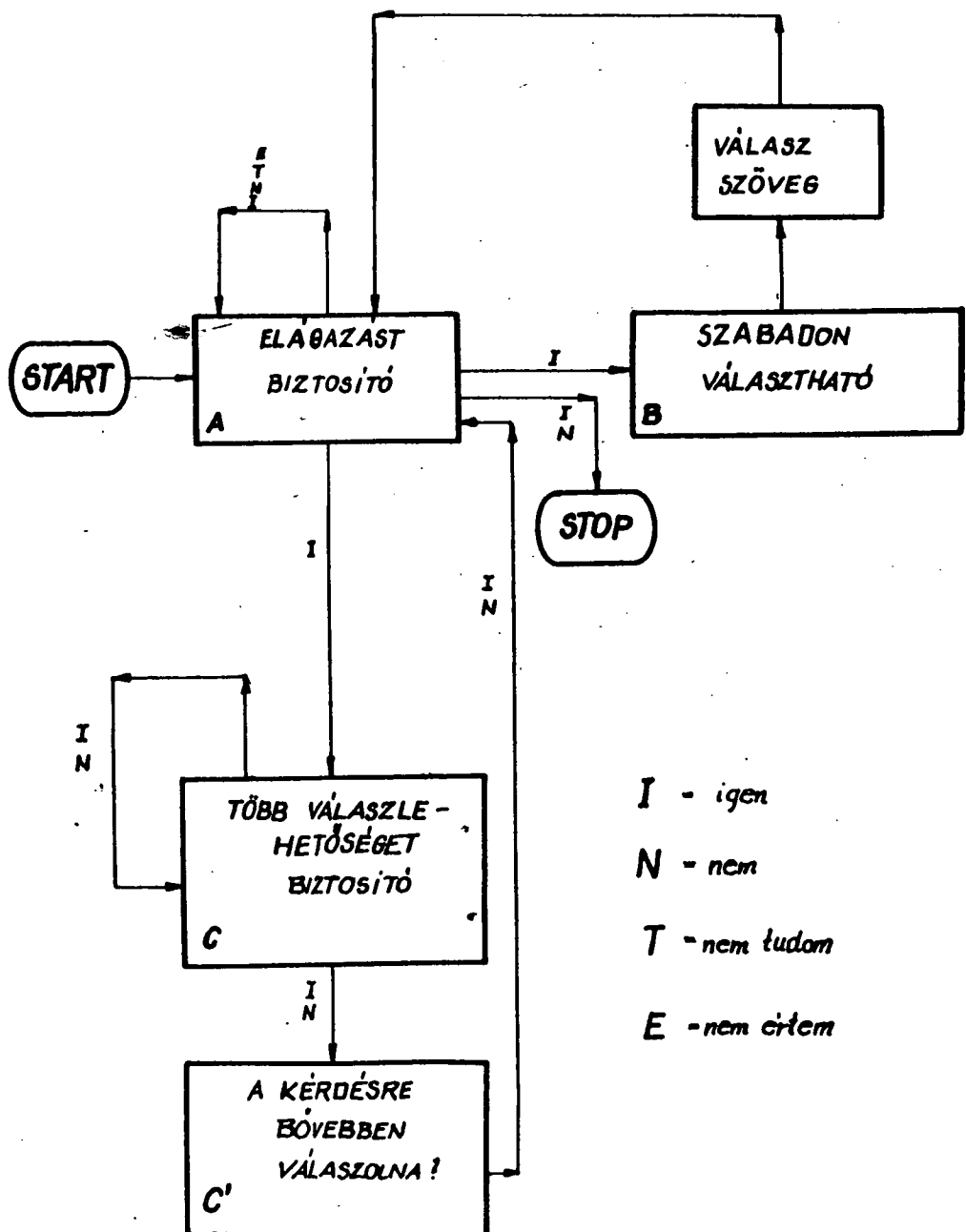
A gép által készített szövegszerű anamnesis a beteget észlelő orvoshoz kerül, aki további adatfelvevő munkájában ellenőrző, kiértékelő funkciót gyakorol és a módszer következő előnyeit élvezi:

- időt takarít meg, mivel kevesebb kérdést kell feltennie, különösen a családi és szociális anamnesisben,
- kevesebbet kell írnia, a szöveg könnyen, mindenki által olvasható,
- további részletes kérdésekhez állandó adatbázis áll rendelkezésre,
- a beteg kénytelen elgondolkozni problémáin, mielőbb orvosával elbeszélget,
- a későbbi kiértékeléshez és kutatáshoz biztos információk állnak az orvos rendelkezésére.

Továbbiakban a kérdőív strukturájával és a nyújtott információ feldolgozásának módjával foglalkozunk.

Elsőként a kérdések típusait és lehetséges sorrendjük szintaktikai szabályait kellett lerögzítenünk. Lehetőleg kevés megszorítást kellett alkalmaznunk úgy, hogy ezzel a kérdések természetes

sorozatát biztosítsuk, vagyis az orvos gondolatmenetét, melyet a beteg válasza is irányít, ne szorítsuk szűk korlátok közé. Ahhoz viszont, hogy az adatszalogok hibás perforálásából, vagy a kérdőív helytelen kitöltéséből származó hibák nagy részét programunk kiszűrhesse, ezáltal a rossz vagy félrevezető anamnesist elkerüljük, szigorú szintaktikai szabályokat kell bevezetnünk, vagy tekintélyes méretű táblázatokat tárolnunk. Mivel megfelelő nagyságú háttértároló nem állt rendelkezésünkre, az első módszert választottuk. Megkülönböztetünk A, B, C és C' típusú kérdéseket. (5. ábra)



5. ábra

A kérdőív kötelezően "A" típusu kérdéssel kezdődik, amelyre IGEN, NEM, NEM TUDOM, NEM ÉRTEM válasz adható.

Az ábráról leolvashatjuk, hogy egy adott típusu kérdés megválaszolása után a választól függően milyen kérdés következhet.

Látható például, hogy "A" típusu kérdés után NEM TUDOM vagy NEM ÉRTEM válasz esetén ismét csak "A" következhet.

Az egész kérdőív blokkokra tagolódik. Ezek szerkezete a kérdőív szerkezetével egyezik meg, vagyis egy bejárata és egy kijárata van. A kijárat vagy a következő blokk kezdete, vagy az egész kérdőív vége.

Minden blokk kötelezően "A" típusu kérdéssel kezdődik. Az egyes kérdésblokkok felfoghatók egy önálló kérdőívként is. Ennek megfelelően a kérdőív és a blokk fogalmak rendszerünkben szinonimákká váltak.

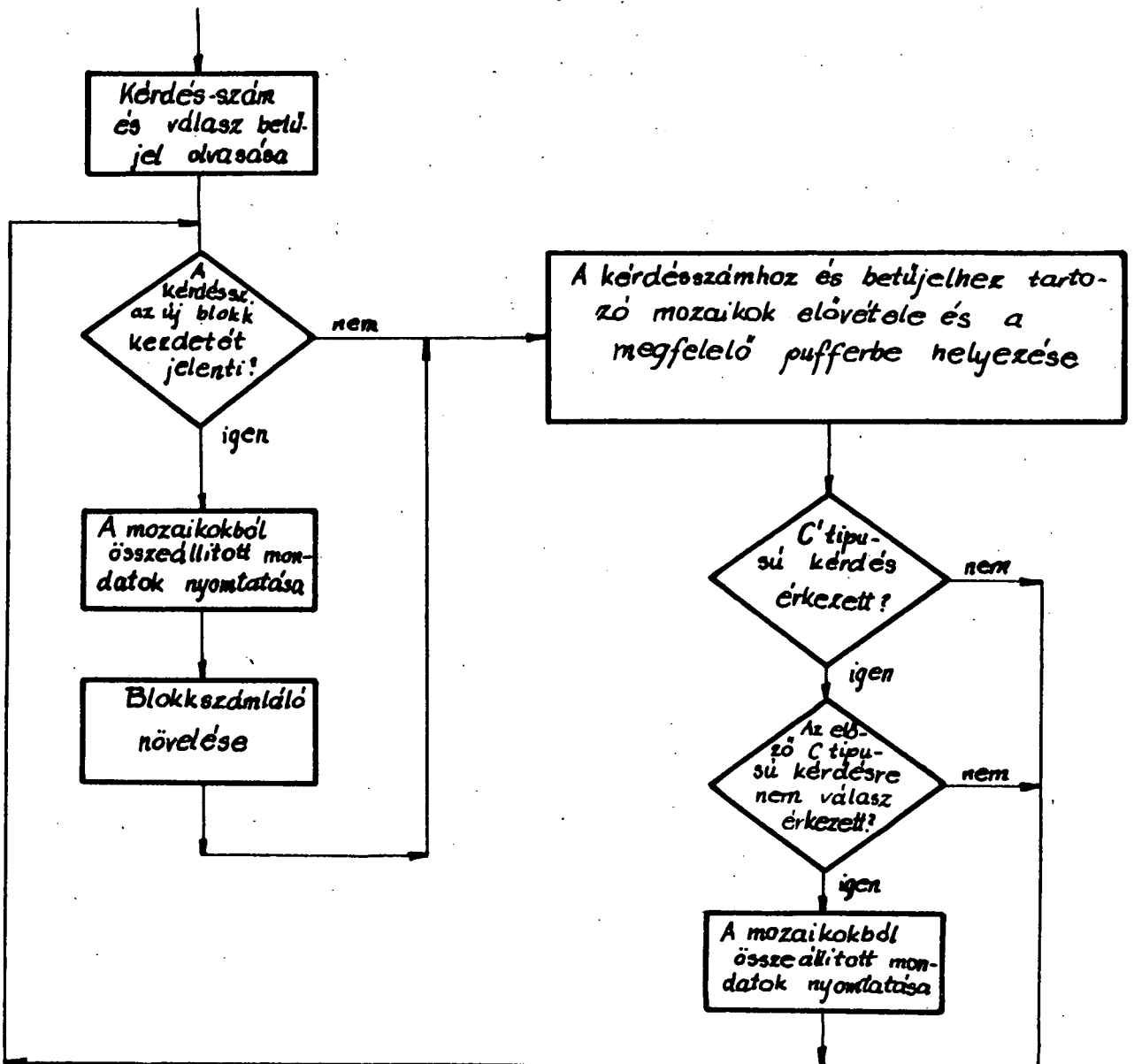
A szövegszerű anamnézist előállító számítógépes programot a Szegedi Orvostudományi Egyetem CII-10010 típusu számítógépre FORTRAN nyelven készítettük. A nyomtatásra kerülő szöveget programunk mágneslemezen tárolt mondatmozaikokból állítja össze. Ezek a mozaikok az összeállítandó szövegszerű anamnézis részmondai, kiválasztásuknál a tömörségre nagy súlyt helyeztünk.

Figyelembe vettük a már meglévő mozaikok esetleges újrafelhasználhatóságát. Ezt a kinyomtatandó szöveg többszöri stiláris átdolgozásával értük el. (6. ábra.)

Jelenleg 500 mozaik áll rendelkezésünkre az anamnesis szöveg összeállítására. Ezek hossza 2 és 74 karakter között változik. A szövegszerű anamnézist előállító programunk elvi sémáját a 7. ábrán tüntettük fel.

SOERT \*  
 NEM FOGYASZTOTT, \*  
 KEVESEBBET, MINT 2 KORSOO SOERT, \*  
 2-5 KORSOOVAL, \*  
 TOEBB, MINT 5 KORSOOVAL, \*  
 ALVAAS, MUNKABIRAAS, EETVAAGY, SZOMJUSAAG \*  
 ALVAASZAVARBAN SZENVED: \*  
 ALVAASZAVARA NINCS, \*  
 - ALUSZEEKONY \*  
 - NEM TUD ALUDNI \*  
 - ELALSZIK, DE KORAAN FELEEBRED \*  
 - EFJSZAKA TOEBBSZOER FELEEBRED \*  
 NEM JELZI AZT, HOGY: \*  
 A MUNKABIRAASA BETEGSEGE OOTA \*

6. ábra



7. ábra

A kérdésszám és a válasz betűjelének olvasása után ellenőrizzük, hogy elérkeztünk-e a következő blokkot nyitó "A" típusú kérdéshez. Blokkhatárhoz érkezés esetén az összegyűlt mozaikokból felépített mondatokat kinyomtatjuk. Blokkon belül a megfelelő mozaikok mágneslemezről való előkeresését és tárolását kell elvégezni.

A diagram további részében még egy nyomtatást láthatunk. Erre a nyomtatásra azért van szükség, hogy az azonos témákhoz tartozó kérdésekre adott pozitív és negatív válaszokat elkülönítve, külön sorba nyomtathassuk.

Az "A" és "C" típusú kérdésekre a válaszokat két mozaikból állítjuk össze. Míg az "A" típus esetén valamelyik, vagy mindkettő üres is lehet, addig "C" esetén csak a második mozaik lehet üres. "B" típusú kérdéseknél a kialakult szövegkörnyezetbe a lyukszalagról beolvasott válaszszöveg egy az egyben való bemásolása történik.

Az ismertetett programon kívül néhány, főleg a mozaikok mágneslemezre helyezését, átrendezését, törlését, javítását megoldó programot kellett készítenünk.

Munkánkat rendszerünk kipróbálása és az esetleges módosítások elvégzése után újabb, hasonló strukturájú kérdőívek kidolgozásával kívánjuk folytatni.





Szegedi Orvostudományi Egyetem I. sz. Belgyógyászati Klinika  
és Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ

Gastroenterológiai endoscopos leletek kódmondatokkal történő  
megfogalmazása és a számítógépes leletezés előnyei

Döbrönte Zoltán, Benedek Szabolcs, Náfrádi József, Szarvas  
Ferenc és Varró Vince

Modern orvosi és gastroenterológiai diagnosztika ma már elképzelhetetlen endoscopia nélkül. A száloptika alkalmazásával és a fiberendoscopok tökéletesítésével az emésztőtraktus belülről a beteg jelentősebb megterhelése nélkül áttekinthetővé és célzott szövettani mintavételre hozzáférhetővé vált. A kérdés aktualitását hangsúlyozza, hogy az utóbbi években hazánkban is örvendetes módon egyre szaporodik a fiberscopok és az endoscopos centrumok száma (Wittman, 1974).

Az endoscopos kép és az elvátlozások felismerése a látott képnek az addig szerzett képi élményanyaggal való összehasonlítása révén történik, tehát szubjektív, nagyban függ a vizsgáló képzettségétől és tapasztaltságától. A helyesen felismert információ is torzulhat azonban annak rögzítése, a lelet megfogalmazása során. Hasonló tapasztalattal rendelkező endoscopos szakemberek leletei a leletező egyéniségétől, fogalmazókészségétől, a leletezésre fordítható időtől és egyéb tényezőktől függően annyira különbözhetnek egymástól, hogy azok az objektív összehasonlítást megnehezítik. Sőt, még ugyanazon vizsgáló is másként megfogalmazott leletet adhat attól függően, hogy milyen fáradt, vagy milyen az aktuális hangulata. A vizsgálatot kérő orvos diagnosztikus, terápiás döntésének meghozatalakor, ill. a sebész a műtét során a leirt információ-tartalomra, az endoscopos leletre van utalva. A fogalmazásbeli eltérések az endoscopyban esetleg nem is jártas orvos szubjektumában különböző képzeteket kelthetnek. Az információ-tartalom torzulása csökkenti az endoscopos vizsgálatok diagnosztikus teljesítőképességét.

A jó endoscopos lelet kritériumait a következőkben látjuk:

1. tárgyilagos leírás,
2. szisztematikusság,
3. tömörség,
4. egyértelműség, pontosan definiált kifejezések használatával,
5. egységes nomenklatura és szerkezet, mely révén más hasonló vizsgálatokkal összehasonlíthatóvá válik, és kiküszöböli a vizsgálók különbözőségéből eredő szubjektív jegyeket.

Egységes orvosi nyelvezet megteremtésének szükségessége a medicina minden területén felismert tény, és épp a számítógépeknek az orvostudományban történő alkalmazása adott kellő lökést az ilyen irányú kezdeményezéseknek, (Gordon és Talbot, 1964).

A hagyományos módon készülő lelet kétségtelen előnye, hogy plasztikusan tudja ábrázolni a látott képet, de az említett kritériumoknak általában kevésbé felel meg. Ezért úgy gondoltuk, érdemes kísérletet tenni a vázolt szempontok alapján történő kódrendszer kidolgozására, amely egyuttal alkalmas számítógépes feldolgozásra is, és később részévé válhat a klinikánkon jelenleg kidolgozás alatt álló számítógépes gastroenterológiai betegadat dokumentációs rendszernek.

A szegedi I.sz. Belgyógyászati Klinikán az oesophago-gastroduodenoscopos, a rectoscopos és a laparoscopos leletek megfogalmazására kódjelrendszert dolgoztunk ki.

A kódrendszer felépítésének elve, hogy az azonos betűjelű kódok közös tulajdonságot képviselő logikai csoportot alkotnak, míg a számjelek további részletekre világítanak rá. A kódjelekhez tartozó információk többnyire mondatföredékek, vagy rövid mondatok, melyeket úgy dolgoztunk ki, hogy a belőlük összeálló lelet mondatai értelmesek és a nyelvtani szabályoknak megfelelők legyenek. Az egyes kódjel-csoportok szisztematikusan és logikai sorrendben követik egymást.

Az oesophago-gastro-duodenoscopy-nak közös kódjelkészlete van, és külön számjele van az egyes vizsgálatoknak aszerint, hogy a felső gastrointestinalis tractus mely területét, vagy területeit néztük át. Az 1. táblázaton mutatjuk be a gyomor endoscopos képének leírásához használt kódjelkészletünket. A 2. táblázaton az első kódjel-csoportot részletezzük. A nyelőcső, a cardia, a nyombél és az operált gyomor endoscopos képének leletezéséhez ugyanezeket a kódokat használjuk fel, míg a lokalizálásra, továbbá az olyan morfológiai, vagy funkcionális tulajdonság jellemzésére, mely speciálisan a szóbanforgó anatómiai területre jellemző, külön kódkészletet állítottunk össze. Külön mondatok szolgálnak a biopsiás-cytológiai mintavétel, valamint a fénykép és filmfelvételek dokumentálására, végül 82 kódmondat az összefoglaló vélemény leírására. A teljes oesophage-gastro-duodenoscopyos leletfoglalmozó szisztémánk jelenleg összesen 398 kódmondatot tartalmaz.

1. táblázat

A gyomor endoscopos képét leíró kódjelkészlet

Betűjel	A csoportosítás alapja	A kódmondatok száma
AA	Localizálás hosszanti dimenzióban	16
AB	Localizálás haránt dimenzióban	10
AC	A nyálkahártya színe és vérteltsége	15
AD	A nyálkahártya felszíne, felszíni képe	11
AE	A gyomorban látható elváltozások	36
AF-AJ	Az elváltozások tájékozási pontoktól való távolsága, nagysága, alakja	51
AK	A motilitási viszonyok	11
AL	A redőkép jellemzése	6
AM-AP	A pylorus alaki és funkcionális viszonyai	21

A laparoscopos leletek megfogalmazásához kidolgozott rendszer 380 kódmondatot foglal magában. Ezek közül a már leírására összesen 125 kódmondatot használunk.

Rectoscopos leletek összeállítására kidolgozott szisztéma - a rectum egyszerűbb anatómiai-funkcionális viszonyainak megfelelően - jóval kevesebb, összesen 140 kódmondatot ölel fel.

## 2. táblázat

### A gyomorban történő hosszanti localizálás kódjai

AA	1.	A gyomorban
AA	2.	Praepyloricusan
AA	3.	Az antrumban
AA	4.	Az áthajlás magasságában
AA	5.	Az áthajlás alatt
AA	6.	Az áthajlás felett
AA	7.	A corpus területén
AA	8.	A corpus alsó harmadában
AA	9.	A corpus középső harmadában
AA	10.	A corpus felső harmadában
AA	11.	A corpus alsó és középső harmadának határán
AA	12.	A corpus középső és felső harmadának határán
AA	13.	A fornixon
AA	14.	A cardia mellett
AA	15.	A gyomorban diffuse
AA	16.	A gyomor egyéb területein

A számítógépes leletíró kódrendszer kidolgozásának egyik központi problémája annak az optimális kódjel számnak a megtalálása, amelynek használata mellett a rendszer a vele szemben támasztott követelményeknek a legjobb hatásfokkal tud megfelelni. Tul kevés kódjellel nem lehetséges valamennyi szóbaíró endoszkopos kép, ill. elváltozás hű visszaadása, túl sok kódjel használata viszont a szabály fogalmazásukhoz közelíti a kódolt leleteket a tömörség, az objektív összehasonlíthatóság és a tudományos célokra történő számítógépes feldolgozás lehetőségének kárára.

A számítógépes leletírással általában csökken a leletírásra fordítandó orvosi idő (3. táblázat), hiszen a kódjelek leírása, vagy diktálása - kellő számú leleten történt begyakorlás után - kevesebb

időt igényel. Ezt a kódmondatok logikai és szisztematikus sorrendben történt csoportosítása segíti elő.

### 3. táblázat

#### Negativ gastroscopos lelet kódjelekkel (a) és hagyományos módon (b)

a) N2 VVVV XA2

b) A gyomor nyálkahártyája ép hámborítású, normális színű, lumene jól tágul, a redőrajzolat normális. Inversios vizsgálattal a fornix- és cardiatáj ép. Az antrumban a peristaltica körkörösén végighalad. A pylorus kerek, normális tágasságú, szabályosan záródik és nyílik.

Vélemény: negativ gastroscopos kép.

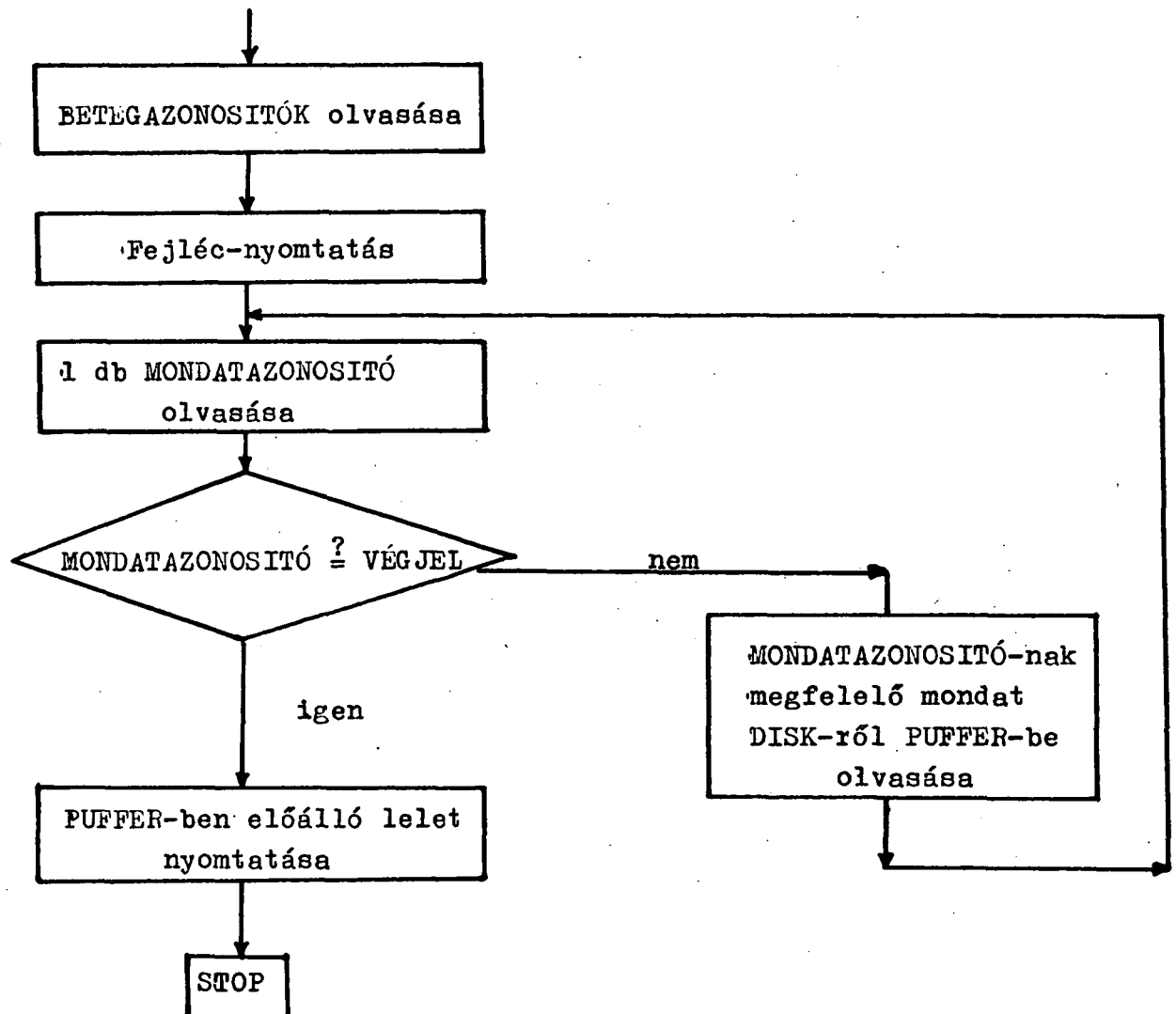
#### A számítógépes leletírás és program

RFT telexgépen lyukszalagra perforált adatok alapján az egyes vizsgálati leletek összeállítását és dokumentálását a Szegedi Orvostudományi Egyetem Számítástechnikai Központjában CII 10010 típusú elektronikus számítógéppel végezzük. A lyukszalagra a betegazonosító adatok, a vizsgálatot végző orvos neve, valamint a vizsgálat indikációjára, az előkészítésre, az endoscop típusára vonatkozó adatok és a tulajdonképpeni lelet kódjelei kerülnek.

Csirik és Csernay által a pajzsmirigy-scintigráfias leletek számítógépes írására kidolgozott program alapelveinek felhasználásával három programot készítettünk - az oesophago-gastro-duodenoscopos, a laparoscopos, ill. a rectoscopos leletek összeállításához. A végrehajtó programok FORTRAN programozási nyelven íródtak. Elvi vázlatukat az 1. ábra szemlélteti. A lelet a hagyományos leletnek megfelelő formátumban, két példányban kerül nyomtatásra. Az egyes leletek feldolgozásának gépi időszükséglete a kódmondatok számával arányosan nő, átlagosan 30 másodperc. Az ún. "on-line" kapcsolat a klinika és a Számítástechnikai Központ kö-

zött jelenleg még nem megoldott. A jelenlegi "off-line" üzemmód mellett is biztosított azonban, hogy a vizsgálatot kérő osztály a leletet aznap délutánig kézhezkapja.

A végrehajtó program elvi vázlata



1. ábra

A program módot nyújt olyan információk beiktatására is, amelyek eredetileg nem szerepeltek a mondatkészletben. Ha pl. egy szokatlan képet adó elváltozást szeretnénk leírni, ami a jelenleg adott kódjelekkel nem adható vissza, lehetőség van egyéni fogalmazással beírni a megfelelő mondatot, vagy mondatokat. Ennek elvi jelentősége a rendszer még kifejlesztés alatt álló fázisában az, hogy már ekkor is biztosítja annak életképességét, ugyanakkor, az ilyen gyakrabban visszatérő mondatok később kódjeleket kaphatnak, s a rendszer részévé válhatnak. A gyakorlati kipróbálás tapasztalatai alapján, bizonyos számú lelet elkészülte után, a még szükségesnek bizonyult kódokkal történt bővítésen kívül a fogalmazást egyszerűsítő változtatásokat és néhány logikai átcsoportosítást eszközöltünk. Kódrendszerünk többszöri revíziója után az egyes leletek egyre nagyobb százalékát sikerült az adott kódkészlettel megfogalmazni.

A kódjelek alapján számítógéppel történő endoscopos leletírást kísérleti jelleggel vezettük be. Tudomásunk szerint kódrendszeren alapuló számítógépes endoscopos leletírásról eddig még nem jelent meg közlemény a nemzetközi és hazai irodalomban.

Jelentőségét és előnyét a hagyományos leletírással szemben, valamint a további lehetőségeket a következőkben látjuk:

1. Jóllehet az elváltozások felismerése továbbra is szubjektív marad, a kötött formulák biztosítják az endoscopos kép interpretálásának objektívebbé tételét és a jó endoscopos lelet kritériumának megfelelő tömör és szisztematikus leletek készítését.

2. Az egységes formanyelv révén különböző vizsgálók által leírt leletek egyértelműen értékelhetőkké és így összehasonlíthatókká válnak, ezzel egyidejűleg a vizsgálatot kérő, endoscopyban esetleg járatlan orvos is használhatóbb információkat kap, azokat torzításmentesebben tudja feldolgozni.

3. A számítógépben az adatok tárolhatók, a kívánt kombinációban bármikor megkaphatók és tudományos célra a számítógép

segítségével minimális időráfordítással feldolgozhatók. Szabadon fogalmazott leleteknek gyakran még utólagos számítógépes adaptációja is megoldhatatlan, mert az egységesség hiányában a kérdéses adatról esetleg nem tartalmaznak információt.

4. A szisztéma modellként szolgálhat egyéb endoscopos vizsgálatok kódolásához.

5. A jelenleg "off-line" módon működő rendszer részévé válhat egy on-line" üzemmódu általános betegdokumentációs rendszernek. Ekkor az eddigiek mellett még további lehetőségek nyílnak meg - az archivált klinikai és egyéb adatok birtokában - az endoscopos leletekkel tárolt információ tudományos feldolgozására.

6. Egységes nomenklaturájú endoscopos leletek általános elterjedése esetén egy adott terület, vagy ország leletei egységesen dokumentálhatók, egységesen értelmezhetők és összehasonlíthatók lennének, tárolásukra pedig a tudományos feldolgozás számára további lehetőségeket biztosító központi adatbank lenne létrehozható.

## Irodalom

Wittman I.: Az endoscopia helyzete és perspektívája a gastroenterológiai diagnosztikában. Hetényi Géza emlékelőadás (A Magyar Gastroenterológiai Társaság XVII. Nagygyűlése, 1974).

Gordon, B.L., J.H. Talbot: Current Medical Terminology, AMA, Chicago, 1964.



Nehézipari Műszaki Egyetem Ipargazdasági Tanszék

A technikai - tudományos forradalom hatása a dolgozó ember biokibernetikai egyensúlyára. Az elfáradás programcsomagja.

Szalai László

1. Bevezetés

Minden emberi munka valamilyen energia folyamatos felhasználásával jár, ezért az elfáradás a végzett munka mennyiségének mérőszáma lehet.

A technikai - tudományos fejlődés révén módosuló, változó, látszólag magasabb szintű technológia az elmaradó izommunka helyett nagyobb mennyiségű idegrendszeri terhelés belépését is megkövetelheti, mint amelyet a korszerűtlenebb technológia igényelt. Ezért a munkavégzés valóságos hatékonyságát - azt tehát, hogy a felhasznált biológiai energiákat az adott technológiai szint milyen mértékben sokszorozta - csak a munkavégzés alatt az emberi szervezetben felhasznált összes energia komplex elemzésével lehet meghatározni.

Munka alatt a továbbiakban természetesen az ember valamennyi olyan tudatos, célszerű tevékenységét értjük, amelyre a társadalom igényeinek kielégítése érdekében kerül sor. (Mezőgazdasági, ipari termelés, kereskedelmi, egészségügyi, művészeti szolgáltatások, stb.)

Az elfáradásnak, mint az aktuális munka mértékének meghatározásához, különösen számításához - hogy az pl. tervezésekhez is használható legyen - az elfáradás fogalmáról kell először szólnunk. Ezután meghatározzuk az elfáradás során ható - lehetőleg mérhető - paramétereket, megkíséreljük a szervezet várható állapotára jellemző mutatókat kiszámítani, végezetül - a bonyolult,

nagyobb tömegű kézi számítás elkerülésére - számítógépi ábrázolás lehetőségeit vázoljuk fel. Nem térünk ki azonban olyan, az elfáradásra ható jellemzőkre, amelyek nem az alkalmazott technológiától, munkavégzési módtól függnének (akarat, különböző mikroszociológiai paraméterek, stb.).

## 2. A fáradás és az elfáradás

Jelentősége miatt az emberi szervezet fáradását sokan, és sokféle módon vizsgálták. Az egyéb kutatások részeredményeit is figyelembe véve, egyértelműen Bartley meghatározását fogadjuk el, akinek álláspontját Etienne Grandjean úgy jellemezte, hogy "az elfáradás, tehát lényegében a szervezet vezérlésének dezorganizációja, amely végül az egyén valamennyi viselkedésének korlátozásához vezet." (4.sz. irod. 443. old.) Ezekkel a vizsgálatokkal gyakorlatilag azonos eredményekre jutottak V.I. Medgyev, Anohin, stb. a Szovjetunióban, illetve a hazai fáradtságkutatások is (Geréb György, Zétényi Elek, stb.), valamint ezt a felfogást igazolják - amint arról a későbbiekben röviden említést is teszünk - szerzőnek az NME Ipargazdaságtani Tanszéke laboratóriumában végzett mérései is.

Az elfáradást tehát, egyetértve a korán elhunyt Vaszko Mihály megállapításaival (Vaszko, 1970), úgy fogjuk fel, mint annak a jelét, hogy a központi idegrendszer már nem képes valamennyi, a szervezet működéséhez szükséges befutó (input) információt feldolgozni - illetve, amennyiben még feldolgozza, már nem képes valamennyi "vezérlő (output) jelet" a kellő szintű működést kiváltó erővel kibocsátani.

Ilyen módon a fáradás során a dolgozó ember szervezetében működő folyamatláncok, rendszerek, szervek összehangolt működésének rendje, összhangja változik.

A rendezettség felbomlása alapvetően azért következik be, mert valamelyik rendszerelemben a salakanyagok felhalmozódnak, illetve az energiaforrások (pl. az ATP - ADP az izomban) kimerülnek. Így az adott elem a folyamatlánc fenntartásához szükséges reakcióképességét elveszti, és más elemtől kapott input jelre eltérő, a rendszerbe nem illő output jellel válaszol. Neumann János szerint egy-egy idegpálya elem nagy bizonytalansága mellett a

szervezetben ilyen viselkedéstorzulás gyakran előfordulhat. A központi idegrendszer állandó ellenőrző és végrehajtó, szabályozó tevékenysége, és többször visszacsatolt rendszerei, valamint egy-egy pont többszörös idegrendszeri vezérlése - amely utóbbira jó példa a szegmentális beidegzés, amikor egy-egy dermatoma vezérlése több gerinc-segmentumhoz egyszerre kapcsolódik - mindaddig biztosítják a rendszerbe illő viselkedést, amíg a központi idegrendszer az egyensúly folyamatos helyreállítására képes.

Az elfáradás fentiekben röviden jellemzett felfogása biztosítja, hogy eltérő biológiai energiák felhasználása esetén is az elfáradás mértékére olyan mérőszámot lehessen kialakítani, amely számítható- és mérhető paraméterekkel rendelkezik. Az ilyen mérőszám a szervezet rendezettségének mértékére mutat rá.

### 3. A munkavégzés változása

Annak ellenére, hogy a munka fogalma a tudat kialakulásától nem választható el, a dolgozó ember munka alatti terhelése hosszú ideig eléggé jó közelítéssel volt meghatározható az izommunka mérésével. A kialakított szerszámok, sőt, még az első gépek is csupán az izommunka hatásfokának javítására szolgáltak.

A technikai fejlődéssel, elsősorban a XX. században, a dolgozó ember szempontjából az alábbi változások a jellemzőek:

a.) a gyorsan növekedő szükségletek- és még gyorsabban növekedő igények kielégítése érdekében a technológiai láncok hatékonysága és a minimális emberi munkaerő lekötése egyre nagyobb jelentőségű,

b.) az előzőek miatt minden, korábban nagy izommunkát igénylő emberi tevékenységet, munkát gépesíteni szükséges,

c.) a gépesített munkafolyamatok nagyobb termelékenység- és ritmusa a vezérlő- és automatika elemek rendkívül nagy számát követelik meg,

d.) a vezérlés szabályozó rendszerekkel (vagy elemekkel, illetve "szervekkel") kapcsolódott össze,

e.) a tényleges munkavégzés egyre több munkaterületen eszközök funkciója, az ember feladata pedig ezeknek az eszközöknek az irányítása.

Napjainkban az ilyen munkahelyek egyre jellemzőbbek, hiszen az esztorgályostól a gépkocsivezetőig, a gépkönyvelőtől a röntgenasszisztensig ilyen munkahelyekről kell beszélnünk.

f.) Kialakultak olyan munkahelyek is, ahol egyetlen téves cselekmény (tévcselekmény) vagy rendkívül nagy anyagi károkat okozhat, ÉS/VAGY több - esetenként több száz vagy ezer - ember életét veszélyeztetheti. Ezek az ún. "nagy hatású munkahelyeken" a szervezet dezorganizációja még a tévcselekmények 1-2 %-os valószínűségét elérő mértékben sem engedhető meg. (Ilyenek pl. a villamos mozdonyvezetők, bányák aknaszállító gépkezelői, transzformátor állomások telepkezelői, kohászatban hengsorkormányosok, stb., stb.),

g.) a tévcselekmények részbeni kiküszöbölésére a reflexláncsorok tisztán logikai lépéseken keresztül megoldható összekötése "gépesítésére" kidolgozták, és egyre szélesebb körben alkalmazzák a számítógépekkel vezérelt technológiai láncokat, ahol az ember szerepe a nem algoritmizálható, alkotó jellegű tevékenységek és terhelések felé tolódik el (AIR = Automatizált Irányítási Rendszer).

Az ipari forradalom, majd ezt követően a technikai-tudományos forradalom tehát folyamatosan arra vezetett, hogy az emberi munka során - szinte minden technológiai láncnál - egyre csökken az izommunka jelentősége, ma még jelentősen növekszik a begyakorolt reflexláncok (az emberi szervezetben kialakult "szubrutin"-ok, ún. dinamikus stereotípek) szerepe. De már technikailag lehetségesek, sőt, esetenként meg is valósulnak olyan rendszerek, ahol a dolgozó ember kifejezett mentális, alkotó-emberi tevékenysége válik döntő súlyúvá.

Napjainkban tehát a munka egyre kevésbé bírálható el csupán az izommunka mértékének ismeretében, a szervezet (gyakorlat-

ban általában oxigén) anyagcserefolyamatai mérésével, vagy számításával. Az automatika-elemekkel, különösen a számítógépekkel komplexen vezérelt technológiák megjelenésével az embernek a munka során betöltött szerepe alapvetően, és gyakorlatilag egyetlen nemzedéken belül változik meg.

#### 4. Modellalkotás

A munkát végző dolgozó ember szervezetében az alábbi, önszabályozó, öntanuló rendszercsoportokat különböztethetjük meg:

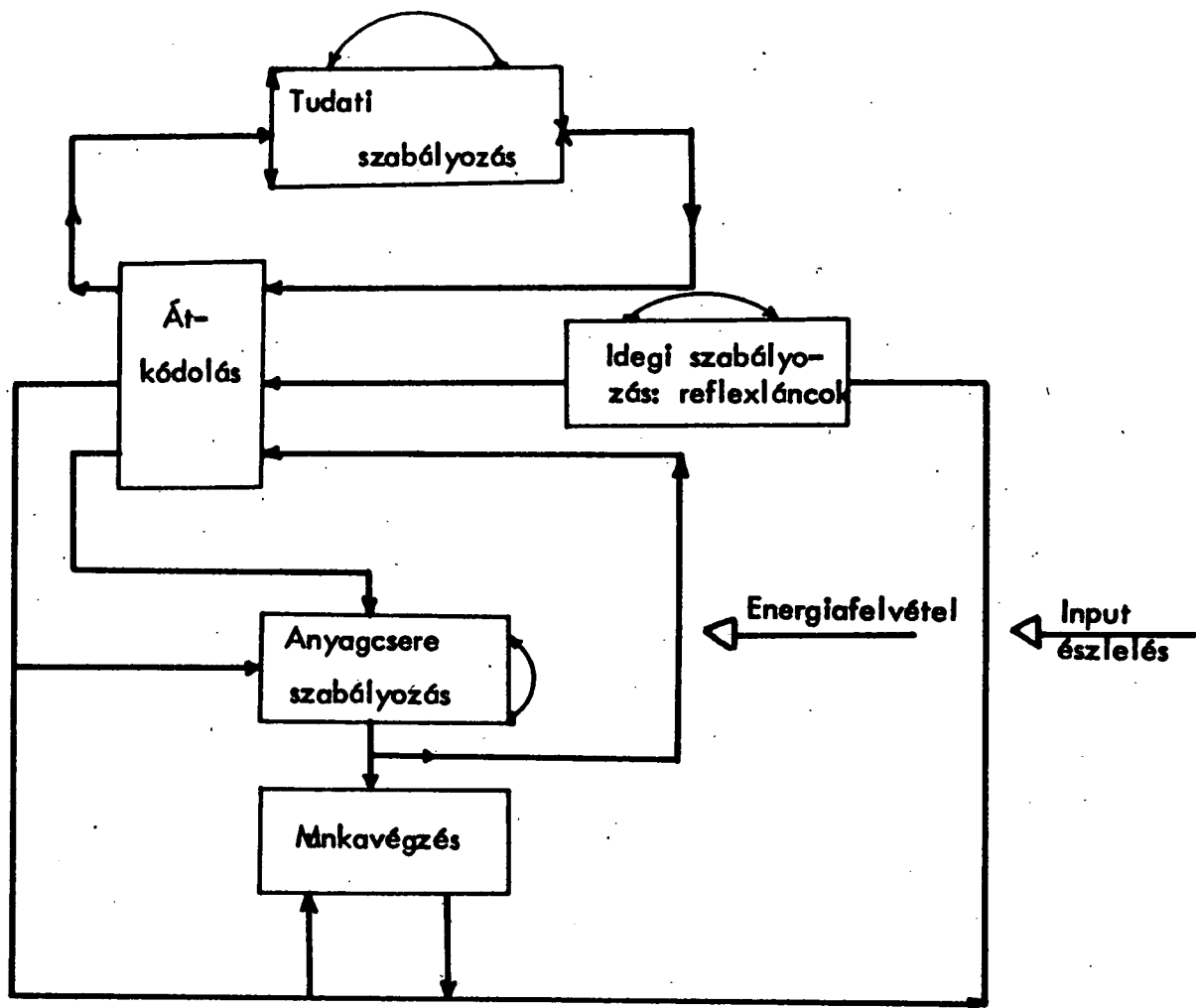
a.) Anyagcsere-rendszercsoport, amely a munkavégzéshez szükséges izommunka, mechanikai energia biztosítására szolgál. (Izommunka.)

b.) Az idegrendszer automatikus működésének rendszercsoportja. A dinamikus stereotípeknek és reflexláncoknak ez a sorozata az ember és a környezet állandó kölcsönhatása révén kialakult olyan aktivitásokat fogja át, amelyre tudatosan a dolgozók általában nem figyelnek. Részletesebben pl. az "egyenest járás" algoritmusát, amint az ismeretes, Anohin vizsgálta e sorozatok közül, kialakította a "szakadék-járást" elméletét. (Neurológiai munka.)

c.) A tudatos, alkotó emberi tevékenység, amelyre a tudat igénybevétele, a célra-orientált cselekvések és a gondolkodás egysége jellemző. (Pszichológiai, vagy mentális munka.)

A fentiek szerint feltételezett rendszercsoportokat - egy-szerűsítve - az 1. ábra szerint vázolhatjuk fel.

A szervezet háromféle regulációs rendszercsoportja - hiszen valamennyi több, önszabályozó és szabályozott rendszert ölel fel - egymással is szoros, többszörös kapcsolatban van. Sok más felosztása is lehetséges volna az emberi szervezetben működő rendszereknek. Tárgyi, elmondott felosztást gyakorlati okokból célszerű bevezetni, megkülönböztetve így az "energetikai", "neurológiai" és "pszichikai-metális" terheléseket.



1. ábra

A dolgozó ember szervezetének (a modellben feltételezett)  
alapvető szabályozott rendszercsoportjai

Ezek a gyakorlati okok kétféle módon indokolhatók:

Egyrészt ez a felosztás a rendelkezésre álló ergonómiai mérési lehetőségek, mérési metodikák egyértelműbb megközelítését teszi lehetővé.

Másrészt lehetőséget nyújt a munka eszközei, a munka tárgya, a munkakörnyezet, és a munka folyamata részletesebb elemzésére, tehát szervezési szempontból is célravezető.

Célként tekintjük, hogy az elfáradás várható mértékét az adott technológia megvalósítása, adott gép üzembeállítása előtt számolni lehessen, a szükséges technológiai módosításokat akár a munka eszközén, akár a munka folyamatláncában méretezni és tervezni tudjuk.

A gyakorlatban természetesen "abszolút tiszta" izommunka éppen úgy nincsen, mint "abszolút tiszta" szellemi-, vagy idegrendszeri terhelés. A lapátolás - már F.W.Taylor által is vizsgált - munkafolyamata alatt is kell figyelni, a felrakandó halmot, a felrakás helyét, a munkahely környezetének változását. A szakirodalom is sokat foglalkozik a tudat- és az izomfeszültség közötti összefüggésekkel. Woodworth és Schlosberg (1966) - hivatkozva Jacobson és Max kísérleteire - megállapítják, hogy a tudat közeli kapcsolatban áll az izomműködéssel. Egyéb kísérletekre hivatkozva, mások hasonló összefüggést ismertetnek vizuális feladatok kapcsán is.

Valamennyi terhelésre azonban megváltozik az emberi szervezet rendezettségének állapota. Ez a változás az egyes szervek, elemek állapotának belső ellenőrzésére folyamatosan kibocsátott - illetve azok állapotáról folyamatosan "visszajelentő" jelek módosulása révén érzékelhető.

Az elfáradás meghatározott mértéke - közismerten - az EEG alfa-hullámaiban azonos változásokat okoz "szellemi-" vagy "fizikai" munkavégzés után. Az ujjtremor oszcilloszkóp- képernyőjén vizsgált, vagy filmfelvétellel regisztrált görbéi ugyancsak azonos módon torzultak - saját méréseink szerint. Említésre érdemes, hogy fáradt állapotban az egyensúlyérzékelés romlása, vala-

mint a perifériális látótér határainak beszűkülése - az eddig rendelkezésre álló mérési adatok szerint - ugyancsak függetlenek attól, hogy a szervezet milyen irányu terhelése volt szükséges a munkavégzéshez. Etienne Grandjean és Ryan vizsgálatai szerint az analizátorok differenciálási képességei is - a megelőző terhelések jellegétől függetlenül - csupán az elfáradás mértékétől függenek.

A munkavégzés energetikai igénybevételének nagysága számszerűen is relative jól mérhető (pl. a respirációs quotiens meghatározásával), vagy könnyebben számíthatók a rendelkezésre álló táblázatok alapján. Ezért meghatározott munkakalóriával azonos változásokat okozó fáradtságszinteket volt célszerű meghatározni.

Erre az "egyenértékű kalória" fogalmának bevezetése nyújtott lehetőséget.

Egy adott időtartamu munkavégzés elfáradás-szintjének mértéke akkor egy egyenértékű kalória ("ekal"), ha a szervezet éppen olyan dezorganizációjával jár, mint azonos időtartamu egy kalória izommunka.

A munkavégzés alatt bekövetkező elfáradást - amennyiben a környezeti tényezőktől eltekintünk - a szervezet izommunkája (energetikai munka: E), neurológiai munkája (N) és pszichikai-mentális munkája (P) együttesen okozza.

A modellben kialakított rendszercsoportokra vonatkozóan P.K.Anohin, M.E.Miller és mások kutatásaiból ismeretes, hogy azok különböző szerveken, elemeken keresztül eltérő módon (pl. kémiai-, villamos-, neurohumorális-, stb. energiákkal) megoldott regulációt valósítanak meg. Ezért az emberi szervezetet eltérő irányban terhelik.

Az eltérő irányu terheléseket jelöljük eltérő irányu vektorokkal. Ekkor egy adott munkaelem terhelését három vektorral jellemezhetjük:



$$\vec{R} = \vec{E} + \vec{N} + \vec{P}$$

ahol  $|\vec{R}|$  (tehát az eredő vektor abszolút értéke) az elfáradás mértékét, iránya az elfáradás milyenségét jelzi.

Ez a modell természetesen nem azt állítja, hogy a szervezet rendezettségének állapota vektorokkal leírható. A vektorokat csak közelítő modellként alkalmazzuk, céljaink érdekében.

Egy adott technológia során - pl. a gépiparban egy forgácsolás, a bányászatban egy fejtési ciklus, vagy egy műtét ideje alatt - a dolgozót terhelő elfáradás-elemek a technológia 1, 2, 3, ..., i, ..., n munkaeleméhez szükséges  $t_1, t_2, t_3, \dots, t_i, \dots, t_n$  idő alatt a

$$\begin{array}{cccc} t_1 & \vec{E}_1 & \vec{N}_1 & \vec{P}_1 \\ t_2 & \vec{E}_2 & \vec{N}_2 & \vec{P}_2 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ t_i & \vec{E}_i & \vec{N}_i & \vec{P}_i \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ t_n & \vec{E}_n & \vec{N}_n & \vec{P}_n \end{array}$$

adatsorokkal (adatmondatokkal) írhatók le. Az i-edik elem elfáradására

$$\vec{R}_i = \frac{\sum_{i=1}^i t_i (\vec{E}_i + \vec{N}_i + \vec{P}_i)}{\sum_{i=1}^i t_i} \quad \text{ekal/min}$$

érték lesz jellemző.

A környezeti tényezők (zaj, klíma, világítás, stb.) az emberi szervezet feltételezett rendszercsoportjaira eltérő módon hatnak. Az élettani hatásnak megfelelő komponens hosszát növelő

faktorokkal vesszük az egyes környezeti tényezőket figyelembe. Megkülönböztetünk a dolgozó ember energetikai igénybevételére ( $f_E$ ), idegrendszerére ( $f_N$ ), valamint mind az energetikai, mind az idegrendszeri terhelésekre ható tényezőket ( $f_P$ ). A pszichikai jellegű hatások - fokozott veszélytudat, felelősség, stb. - az idegrendszert fokozottan veszik igénybe. Ezen túlmenően az érzékszervek analízátor-apparátusának fokozott igénybevétele köztudottan a mentális, pszichikai teljesítőképességet is befolyásolja.

A környezeti tényezők nagyságát konkrét, munkahelyen mért értékek alapján várható teljesítménycsökkenés adataiból ismerjük. Nyilvánvaló, hogy a teljesítménycsökkenés már jóval az egészségügyi károsodás szintje előtt várható, és így az adott munkaelem hatékonyságát gátolja.

A kialakított modell nagy hátránya, hogy rendkívül sok számítást igényel, még abban az esetben is, ha már valamennyi munkaelem alapvető terhelés-vektorai - mérésekből vagy táblázatokból - ismeretesek. Ezért az adatok elemzéséhez programcsomag kidolgozása vált szükségessé.

#### 5. Az elfáradás programcsomagja alapelvei

A kialakítandó programcsomag szervezése során az alábbi alapvető követelményeket határoztuk meg:

- a programcsomag legyen kellő mértékben általános,
- a szocialista országokban nagyobb módosítás nélkül alkalmazható legyen, ezért a legkisebb és legnagyobb ESZR-konfiguráció mellett (R-10, illetve R-50) is használható legyen,
- nagy tömegű adatok és kellő számítógépkapacitás esetén az egyes munkaelemekre jellemző adatmondatok háttérmemóriába az értékeléstől időben függetlenül is beviethetők legyenek,
- különböző technológiák különféle munkahelyeken - eltérő körülmények között - lehetséges alkalmazása értékelhető legyen (munkahely kiválasztás),

- az alkalmazott számítógép egyéb jellegű software-rendszere (optimalizáló programcsomagok, termelés és terheléselosztások programjai, stb.) számára a tárgyi programcsomag output adatai (input adatokként) használhatóak legyenek,
- a programcsomag tehát a munka- és üzemszervezés lehető legszélesebb körében hasznosítható legyen.

A követelmény-rendszer sok esetben egymásnak is ellentmondó igényeket támaszt. Ezért:

a.) A programcsomag, több, önálló - a teljes programcsomag alkalmazásakor szubrutinként használandó programból áll.

b.) A munkavégzés elemeit - a teljes technológiai láncig - több hierarchikus szintre (mozdulat, mozdulatcsoport, művelet... .. munkafolyamatcsoport, stb.) kell bontani, és a szintek közötti átlépést a programcsomagon belül szükséges biztosítani.

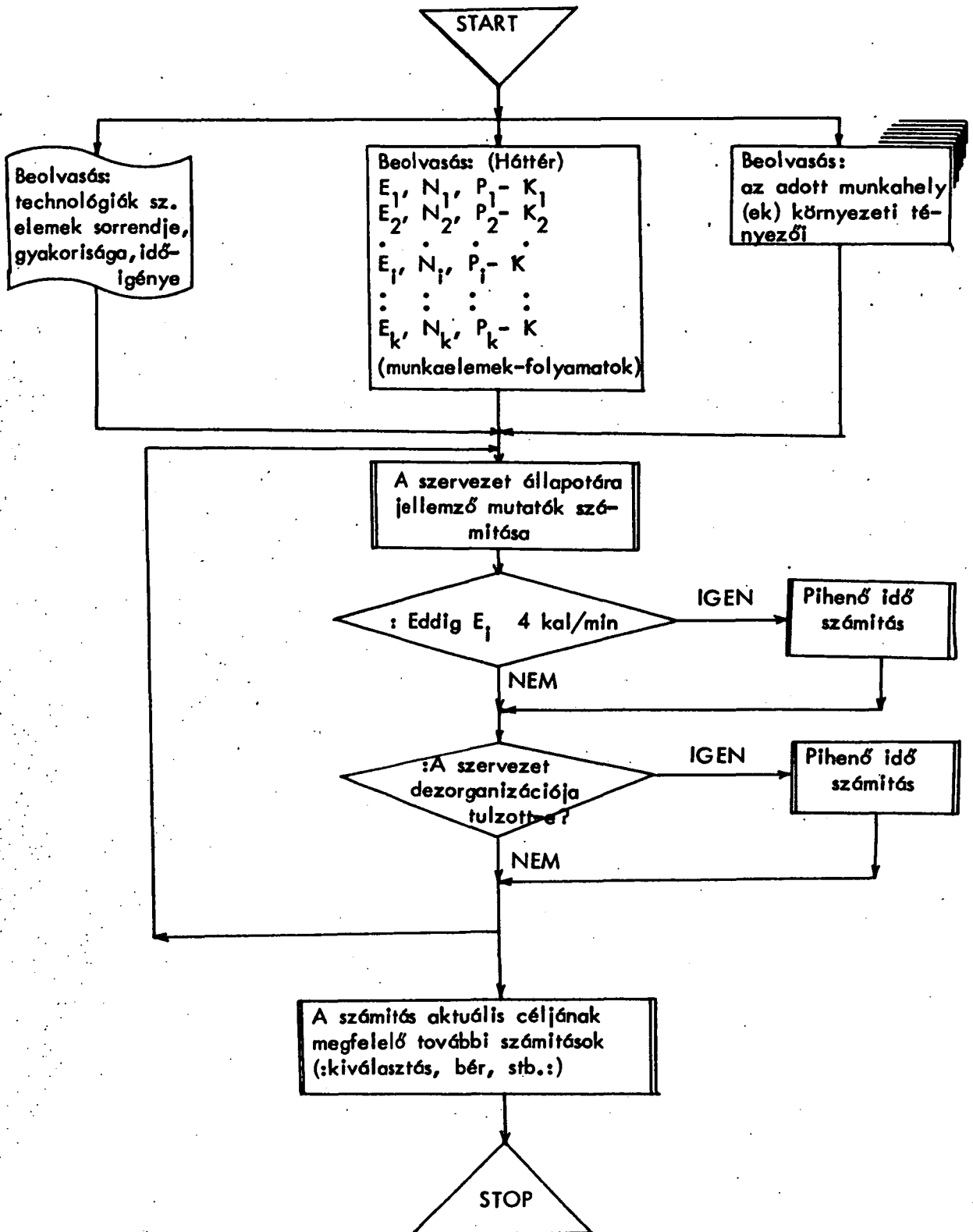
c.) A programcsomag adatfeldolgozó, optimalizációs, balesetvédelmi és más alrendszereit, valamennyi követelmény figyelembevételével, de különállóan kell kidolgozni, miután azok szervezése, kialakítása eltérő képzettséget, szaktudást igényel.

A programcsomag elvi felépítését ábrán mutatjuk be. (2. ábra.)

#### 6. A programcsomag kidolgozása

A programcsomag adatfeldolgozó alrendszerét a Neumann János Számítógéptudományi Társaság Borsod megyei Szervezete munkabizottsága keretein belül dr. Szalainé Baka Erzsébet és Szakács Mária dolgozták ki. Annak programozása, a kidolgozás során megvizsgált ESZR hardware-adottságok figyelembevételével, FORTRAN IV. nyelven azonban csak részben oldódott meg még.

Ezzel egyidőben, ugyancsak a fenti munkabizottságon belül, Sárközi László okl. gépészmérnök kidolgozta az alapvető modell számításához - az elfáradás-vektor megállapításához - szükséges programot.



A PROGRAMCSOMAG ALAPELVE

A NME Ipargazdaságtani Tanszékén - ahol a modell alap kutatásai folynak - a kialakított metodikát részben kézi, részben gépi számítással bányászati, gumipari, gépipari jellegű technológiák, valamint kifejezetten laboratóriumi "elméleti technológiai láncok" elfáradósszintjének meghatározására alkalmaztuk. Minden esetben mérésekkel is ellenőriztük a dezorganizáció kialakult mértékét. A számított és a mért értékek között az eltérés a megengedhetőnek feltételezett határokon belül maradt.

### 7. További feladatok

A szocialista vállalatoknak, közigazgatási- és szolgáltatási szervezeteknek alapvető feladata, hogy a munka hatékonyságát dolgozók kisebb elfáradása mellett fokozzák. Ezért a programcsomag elveinek az ilyen szempontok nélkül kialakult munkaszervezési metodikákhoz, módszerekhez (MTM, BPM, ciklogramelemzések, stb.) való illesztése szükségszerű.

A programcsomag valamennyi (adattfeldolgozó és optimalizáló) alrendszerének számítógépre programozása, valamint tesztelése után a költségmutatókkal nehezen elbírálható technológiák (pl. hasznos ásványvagyron kutatása, gyógyító technológiák, stb.) elbírálására, fejlesztési alternatívák közül a megvalósítandó javaslatok kialakítására is szükséges felhasználni.

Ezen túlmenően a programcsomag lehetőséget nyújt igazságosabb személyi bérek kialakítására is.

### Összefoglalás

A szocialista vállalatoknak, szervezeteknek hatékonyságukat saját dolgozók minél kisebb elfáradásával kell biztosítaniuk.

Ennek a célnak elérésére az emberi szervezet rendszereinek számítógépen belül történt ábrázolása - amikor tehát egy természetes szervezet állapotváltozását egy kreatív, mesterséges eszközön belül tükrözzük vissza - az eddigi mérések és számítások szerint kellő módon alkalmas.

Irodalom

- (1) Went István : Élettan. Medicina, Budapest, 1962.
- (2) Vaszkó Mihály : Munkalélektan. Tankönyvkiadó, Bp., 1970.
- (3) Dr.Susánszky János : A vállalati szervezés módszertana.  
BME Továbbképző Intézete, 4856. sz. Bp, 1972.
- (4) Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin. I.Band. Urban und  
Schwazenberg, Berlin-München-Wien, 1961.
- (5) Szalai L.: A dolgozók terhelésének összehasonlítása a külön-  
böző technológiájú frontfejtésekben. BKL Bányászat 1972.  
évi 4. sz. és NME Ipargazdaságtani Tanszék Közleményei  
51. sz.
- (6) Neumann János : Számológép és az agy. Gondolat, Bp., 1972.
- (7) Woodworth R.S., H. Schlosberg: Kísérleti pszichológia. Akadé-  
miai Kiadó, Bp., 1966.
- (8) Láng Sándor : Munka és elfáradás. Medicina, Bp., 1965.
- (9) Vilhovcsenko E.D.: "Human Relations" Kossuth K. Bp., 1974.
- (10) "Ergonomia" c. folyóirat cikkei.
- (11) NME Matematikai-, Bányaműveléstani és Ipargazdaságtani Tan-  
székei jegyzetei.

Semmelweis Orvostudományi Egyetem

Tapasztalatok az R-20-as számítógép klinikai epidemiológiai  
alkalmazásával

Felsővályi Ákos, Kopp Mária, Tringer László, Veér András és  
Ruttmayer Imre

Az 1973. évi kollokviumon ismertettük az elsősorban klinikai epidemiológiai kutatásra alkalmas adatkezelő és elemző programrendszerünket. Mivel a SOTE Számítástechnikai Csoportja a jövő évben R-20-as számítógépet fog kapni, ez év márciusa óta megkezdtek a programrendszer adaptálását az R-20-as számítógépre. Így az ez évben elkészült feldolgozások minden esetben kettős célt szolgáltak - az összefüggések tartalmi elemzésén túl az R-20-asra való felkészülést, tapasztalatok szerzését.

Vizsgálatainkat a KERINFORG R-20-as gépén végeztük, tudományos együttműködésben a KERINFORG Rendszertechnikai osztállyal. Az R-20-as számítógép konfigurációja: 128 Kbyte központi tároló, hét mágnesszalag, három disk, lyukkártyaolvasó, lyukkártyalyukasztó, lyukszalagolvasó és gyorsnyomtató.

Az R-20-as gép műszaki hatásfoka a KERINFORG-nál 80 %. Összehasonlításképpen a VEIKI-nél üzemelő R-40-es gépnél 50 %-os hatásfokot közöltek, a KERINFORG Honeywell 2200-as műszaki hatásfoka 95 % felett van. A KERINFORG-nál dolgozó műszakiak véleménye szerint a Honeywell és az R-20-as számítógép műszaki megbízhatósága nem különbözik lényegesen, a különbséget elsősorban az alkatrészutánpótlás hiánya okozza az R-20-as gépnél. Az R-20-as effektív hatásfoka az 1974. évben 60 % volt.

Tapasztalataink az R-20-as számítógép és az IBM 360/40-es gép összehasonlításával: A két gép assembler szinten kompatibilis: ez azt jelenti, hogy amennyiben a perifériakijelölés azonos, az egyik géppel fordított programokat a másikon tudtuk futtatni.

Sebesség összehasonlítás: saját programjaink esetében az IBM 360/40-es kb. háromszor, az R-40-es 12-szer volt gyorsabb az R-20-asnál. A KERINFORG Honeywell gépnek nincs scientific unitja, ezért tudományos számítások esetén az R-20-as a Honeywellnél gyorsabb.

Az R-20-as gépen végzett vizsgálataink közül elsősorban a szociálpszichiátriai adatbázis elemzésével nyert eredményeinket ismertetjük - hasonló vizsgálatokat természetesen más klinikai adatokból is végeztünk és végezhetünk. Két témakört emelünk ki, mivel a két vizsgálat az R-20-as számítógép klinikai epidemiológiai alkalmazásának eltérő típusaira példa. A vizsgálatot mindkét esetben az általunk fejlesztett és korábban ismertetett klinikai adatkezelő és elemző programrendszer segítségével végeztük.

Az első vizsgálat az irodalmi adatok és klinikai tapasztalatok alapján az öngyilkosság szempontjából különösen veszélyeztetett neurotikus betegek öngyilkossági veszélyeztetettségével kapcsolatos. A mintát a II. Neurológiai és Pszichiátriai Klinika által gondozott, Tringer László és Veér András dr. által kezelt VIII. kerületi betegek közül választottuk ki, véletlenszerűen. 100 beteget hívtunk be felülvizsgálatra, minden betegről felvettük a 120 kérdésből álló standardizált kérdőívet.

A betegeket az öngyilkosságra vonatkozó kérdések alapján három csoportba soroltuk:

- egyszer vagy többször öngyilkossági kísérletet tett betegek,
- öngyilkossági fantáziálásról beszámoló betegek.

Ezt a két csoportot tekintettük suicid veszélyeztetettnek. A harmadik csoport nem tett öngyilkossági kísérletet és nem számolt be öngyilkossági fantáziákról. Bár a sikeres öngyilkosság és a kísér-



letek, illetve öngyilkossági fantáziák közötti kapcsolat vitatott kérdés, a megvalósított öngyilkosságot leggyakrabban passzív és aktív öngyilkossági fantáziák előzik meg és az öngyilkossággal foglalkozó vizsgálatok szerint az öngyilkosok 15-33 %-a tett előzőleg kísérletet.

Vizsgálataink célja annak meghatározása volt, hogy az öngyilkosság szempontjából veszélyeztetett neurotikusok között melyek a praesuicid syndroma legjellemzőbb tünetei, és milyen tényezőkkel van kapcsolatban az öngyilkossági fantáziák és kísérletek gyakorisága. A külső tényezők hatásait két faktor köré csoportosítva vizsgálhatjuk: a személyiségfejlődésre ható tényezőket és a környezeti provokáló tényezőket. A neurotikus betegek öngyilkossági veszélyeztetettségének pszichoszociális értelmezése a zavart pszichéjü egyént annak a szociális térnek az összefüggéseiben vizsgálja, amelybe tartozik. Kérdés tehát, hogy vannak-e és melyek azok a személyiségjegyek, tünetek, amelyek a neurotikus személyiségfejlődés talaján fokozott öngyilkossági veszélyeztetettséget jeleznek, és milyen környezeti tényezők hatására jut el az ilyen beteg ahhoz az állapothoz, amelyet már kilátástalannak ítél.

Vizsgálatunkban, bár a depressziós személyiségjegyeket mutató betegek között igen gyakori az öngyilkossági veszélyeztetettség, sem a depresszió megléte, sem foka nem szükségszerű indikátora az öngyilkossági veszélyeztetettség fokának, vagy valószínűségének. A schizoid és hisztériás személyiségjegyeket mutató betegek között is magas a veszélyeztetettek aránya, csupán a kényszeres személyiségjegyeket mutató betegek között szignifikánsan alacsonyabb. A veszélyeztetett csoportra legjellemzőbb tünetek az apathia és az indulati incontinencia.

A gyermekkori szocializációs minták nagymértékben meghatározzák az egyén magatartásválaszait, érzelmi reakciómódját. Ezzel függhet össze, hogy igen szoros kapcsolat van a szülők közötti súlyos konfliktus és válás és a betegek öngyilkossági veszélyeztetettsége között.

Az öngyilkossági veszélyeztetettség semmi esetre sem tekinthető determinált állapotnak. Azt, hogy adott személyiségstrukturával az egyén milyen megoldási módot választ, a társadalmi környe-

zet számos tényezője befolyásolja. A gyermekkori környezet tradíciója, kulturája, a társadalmi helyzet jelentős tényezők, erre mutat, hogy a korábbi vizsgálatokhoz hasonlóan, vizsgálatunkban is kisebb az öngyilkossági veszélyeztetettség a középső státusrétegekben - a szakmunkások és a faluról származók között.

Az interpersonalis kapcsolatok formális jellemzői - családi állapot, lakásviszonyok - szerint nincs különbség a veszélyeztetett és a nem veszélyeztetett csoportba tartozó neurotikusok között - mivel az emberi kapcsolatok teljes beszűkülése minden helyzetben bekövetkezhet.

Vizsgálatunkból úgy tűnik, hogy a neurotikus beteg öngyilkossági veszélyeztetettsége szempontjából igen lényeges a társadalmi környezet stabilitása - igen szignifikáns kapcsolat van az alacsony jövedelem és az öngyilkossági veszélyeztetettség, valamint a munkaképtelenség foka és az öngyilkossági veszélyeztetettség között.

Az ismertetett vizsgálat során a számítógépes feldolgozással igen sok tényező közötti matematikai-statisztikai összefüggéseket elemeztünk, az adatkezelésnek tehát igen jelentős szerepe volt a statisztikai elemzések inputjának elkészítésénél.

A másik, röviden ismertetésre kerülő vizsgálatot szintén a neurózis adatbázis elemzésével végeztük, itt a feladat azonban elsősorban egy magasszintű matematikai-statisztikai módszer, a faktoranalízis alkalmazása volt. Az R-20-as számítógéppel elemeztük a Tringer László és Veér András dr. által végzett felmérés adatait. A Hopkins féle Symptom Distress Checklist kérdőív alapján a neurózison belül eredetileg öt reakciótipusra jellemző kérdéseket határoztak meg faktoranalízis segítségével: szorongásos neurózis, kényszeres, haragos-ellenséges, depressziós és szomatizációval járó reakciómód. A kérdőívek adatait faktoranalízis - Principal component analysis és Varimax rotatio - segítségével elemeztük. A feldolgozás időigénye három és félszeres volt az IBM 360/40-esen végzett hasonló feldolgozásnak.

Az elemzés során, legjobb megközelítéssel, két faktoros leírást nyertünk. A két faktor közül az egyik, igen magas faktorsúlyokkal jellemezhető faktort tekinthetjük betegség, ebben az eset-

ben neurózis faktornak. A 0,7-nél magasabb faktorsúlyokkal jellemezhető kérdéseket a továbbiakban felhasználjuk a neurózis szűrővizsgálatánál.

Az osztályozás céljából végzett faktoranalízis során az eredeti öt faktor helyett csupán négy faktorra jellemző kérdések kerültek egy-egy elkülöníthető osztályba, az ötödik, az un. szorongásos neurózisra vonatkozó kérdések megoszlottak a többi négy faktor között. A vizsgálat eredménye tehát alátámasztotta a dinamikus pszichiátriának azt az alapkoncepcióját, hogy a neurotikus reakciók a szorongás elkerülésére irányuló törekvés inadekvát megnyilvánulásai. A neurotikus tünetek, reakciók a szorongásért felelős érzelmi konfliktusok megoldási törekvései, tehát a szorongás minden neurotikus reakciótípus kialakulásában alapvető, - esetleg a tünetek időbeli megjelenésének sorrendjében a szorongás előbb, az elhárító reakciómódok később jelennek meg.

Felhasználói oldalról megállapíthatjuk tehát, mivel a fenti vizsgálatok elvégzésére az R-20-as gép alkalmas volt, hogy a nagy adattömeg alapján bonyolult matematikai statisztikai számításokat igénylő klinikai epidemiológiai vizsgálatok elvégzésére az R-20, vagy ennél nagyobb ESZR géptípusok alkalmasak. Mivel a jelenlegi műszaki ellátási szint mellett az effektív műszaki hatások várhatóan alacsony, ezért célszerű lehetőleg IBM, vagy esetleg több ESZR háttérgépről gondoskodni a folyamatos munkavégzés biztosítása érdekében.

#### Irodalom

1. Tringer L., Kopp M., Veér A., Matuzsinka F., Molnár S.: Mentálhygenes gondozottak nyilvántartási rendszere. SOTE Tudományos Napok, 1974.
2. Veér A., Tringer L., Felsővályi Á.: Nemzetközi Duna Symposium, Belgrád, 1974. szept.
3. Laughlin H.P.: The Neuroses. Ed. Butterworths, Washington, 1967.
4. Juhász P.: A neurózis meghatározása szociálpszichiátriai szempontból. Az Orsz. Ideg és Elmegyógyintézet száz éve. Szerk. Döszörményi, Bp., 1968.



Közuti Közlekedéstudományi Kutató Intézet, Országos Kardi-  
ológiai Intézet és SOTE Biofizikai Intézet

Szív és keringési betegek panaszainak függetlenség-vizsgálata

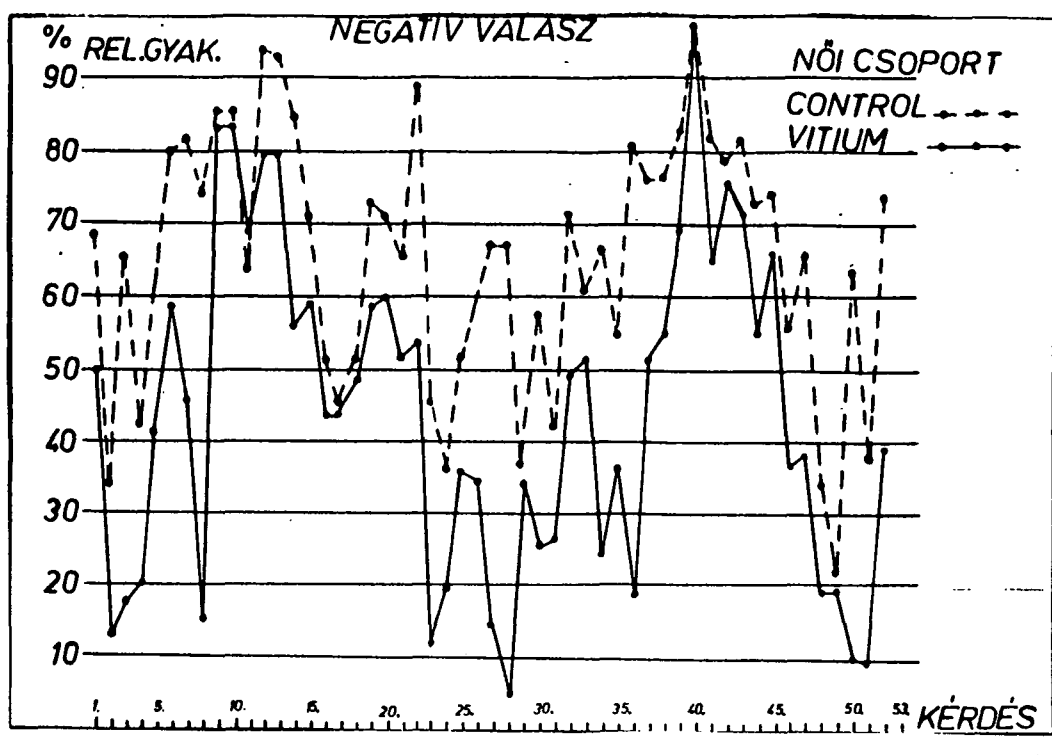
Hargita Árpád, Hoffmann Artur és Hajtman Béla

Jelen előadásban szeretnénk beszámolni az elmúlt években az Országos Kardiológiai Intézetben, főként szív és keringési diagnosztikus csoportokhoz tartozó betegek által kitöltött kérdőívek elemzésével kapcsolatos tapasztalatainkról. A kérdőív 53 - főként funkcionális panaszokra vonatkozó - kérdését 339 nő és 434 férfi beteg válaszainak felhasználásával a diagnózis ismeretében osztályoztuk. A diagnosztikus csoportok között - a Kardiológiai Intézet beteganyagának megfelelően - legnagyobb eset számmal női szerzett vitium, férfi szerzett vitium és férfi infarctus csoportok szerepeltek, amint erről az 1973. évi kollektív előadásban ehelyütt már beszámoltunk. Ezt a beteganyagot egészítettük ki - 1974-ben - egészséges személyek által kitöltött azonos kérdőívek adatainak feldolgozásával. Ez utóbbiban 228 férfi és 348 nő vett részt, amelyeket kontroll-csoportoknak nevezünk a továbbiakban. A beteg-csoportok és a kontroll-csoportok adatainak feldolgozása R-10 típusú kisméretező gép segítségével történt.

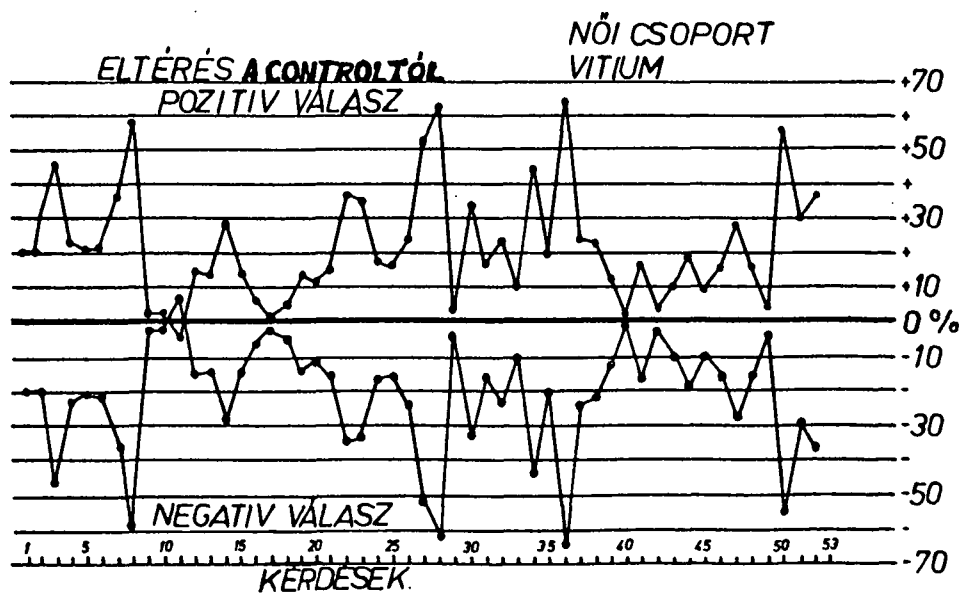
A kontroll-csoport tagjainak túlnyomó többsége 20 és 25 év között volt, saját bevallásuk szerint egészségesek.

Az első, amit ki kell emelni az, hogy a beteg-csoportok igen válaszainak relatív gyakorisága nagyobb volt, mint a kontroll-csoportoké.

Itt kívánjuk megjegyezni, hogy a kérdések sorrendje esetleges, a kérdés-spektrum lefutása semmiféle információs tartalommal nem bír. Az 1. ábra jól szemlélteti, hogy a kérdések többségében a panasz-előfordulás a beteg-csoportban nagyobb, mint az



1. ábra  
Női kontroll- és vitiumos csoport negatív válaszainak relatív gyakorisága.

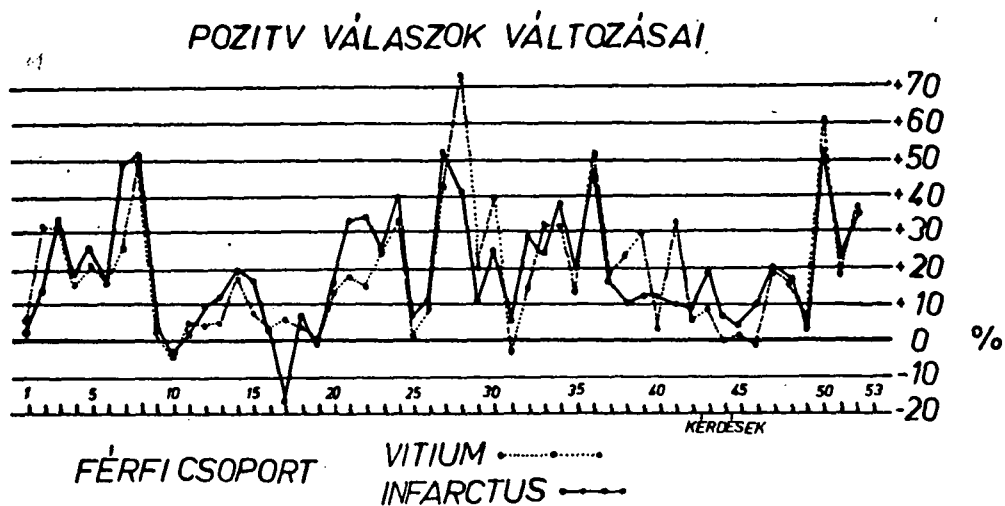


2. ábra  
Női vitiumos- és kontroll-csoport relatív gyakorisági értékeinek eltérése.

egészséges kontroll-csoportban. Ez a jelenség fennáll azoknál a kérdéseknél is, amelyek nem a betegségekre vonatkoznak. Az ábra vízszintes tengelyén a kérdések a "Melléklet" növekvő sorszámai szerint helyezkednek el. A két gyakorisági spektrum összehasonlítása ebben a formában nehézkes. Ezért a 2. ábrán a két gyakorisági spektrum különbségét ábrázoltuk. Az ábra felső része a vitiumos pozitív válaszok relatív gyakoriságának a megnövekedését, az alsó rész pedig a lecsökkent negatív válaszokét mutatja, mely az előbbinek természetesen tükörképe. A kiugró csúcsok a 8., 27., 28., 36. és 50. kérdéseknél helyezkednek el.

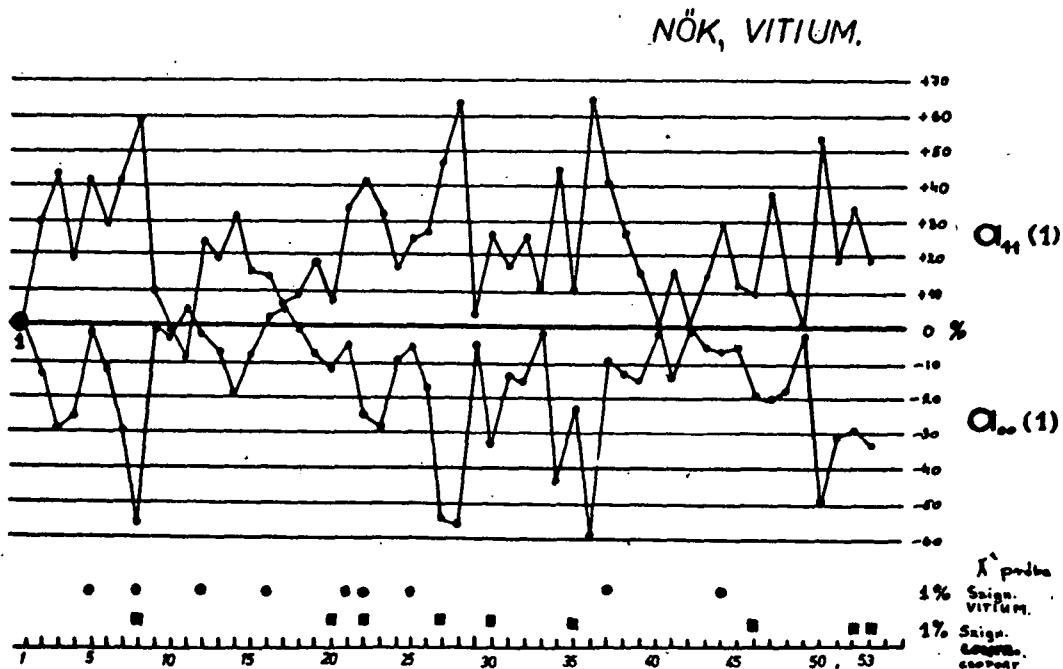
Tekintettel a csoportok 100 körüli létszámára a 15-20 %-os vagy ennél nagyobb eltéréseket jelentőseknek kell minősíteni. Bár a két görbe lefutása igen hasonló, azonban mintegy 10 kérdést találunk, melyekben az eltérés jelentős. Öt esetben (2, 28, 30, 38, 41.) az infarctus értékei nagyobbak, ezek főként szívpanaszok, melyet azzal lehet magyarázni, hogy komolyan veszik a betegségeket az e csoportba tartozók. A másik öt esetben a vitiumos értékek a nagyobbak. Ezek neurotikus jellegű panaszok, amit az elhúzódó betegség miatt kialakult nagyobb érzékenységgel lehet magyarázni. A 2. és a 3. ábra női és férfi vitiumos csoportjának összehasonlítása kevesebb különbséget mutat. Az 1., 7., 28. és 36. kérdésekben a női érték a nagyobb, míg a 21., 24. és 33. kérdéseknél a férfiaké a magasabb. Nem fogalmazható meg egyértelműen, hogy miből ered ez a különbség.

A további vizsgálatok a kérdések, ill. a panaszok egymással való összefüggéseire vonatkoztak. Mind az öt csoportban (férfi-, női-kontroll, férfi, női vitium és férfi infarctus) az együttes igen és nem válaszokra vonatkozó négymezős kontingencia táblázatokat valamennyi kérdéspárra elkészítettük. Ez 53 kérdés esetén 1378 KHI NÉGYZET értéket jelent, melyek közül csoportonként mintegy 15 % bizonyult szignifikánsnak 1 %-os szinten. Figyelemre méltó, hogy a vitiumos csoportokban az összefüggések száma valamivel alacsonyabb (férfi 12 %, nő 9 %), míg a férfi infarctus-csoportban magasabb (29 %!).



3. ábra

Férfi vitium- és infarctus-csoport pozitív válaszok relatív gyakorisági értékeinek eltérése a férfi kontroll-csoporttól.



4. ábra

Női vitiumos csoportban az 1. kérdés szignifikáns kapcsolatait és a kontingencia tábla  $a_{11}$  és  $a_{00}$  értékeinek relatív változásai.



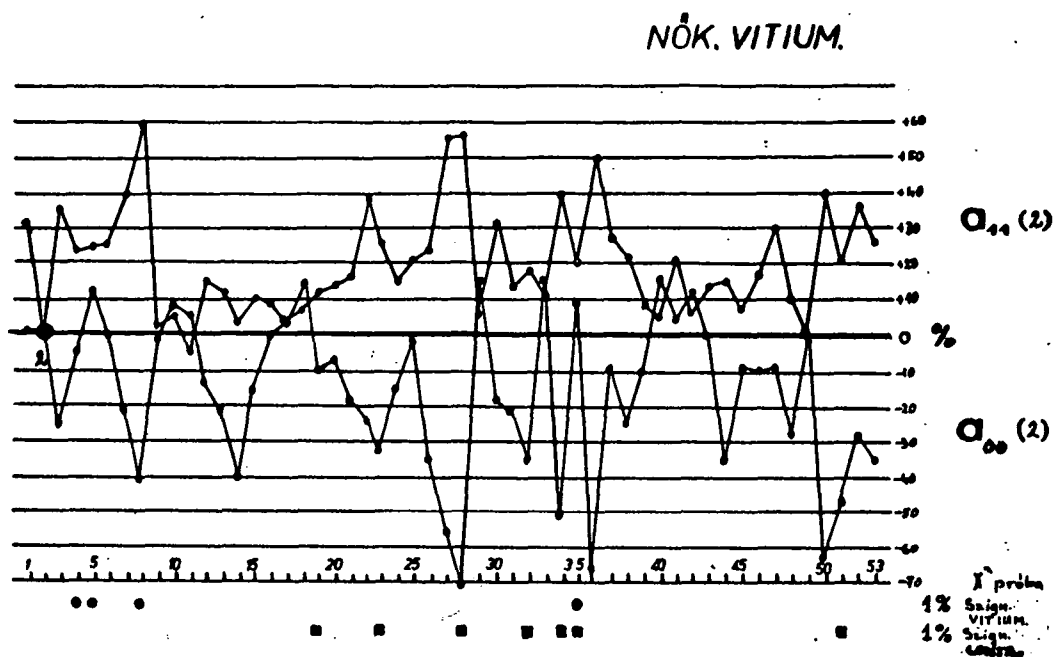
Mind az infarctusos csoport panasz-kapcsolatainak nagyobb száma, mind a vitiumos csoportnál tapasztalt panasz-kapcsolat csökkenésének magyarázata további elemzésf igényel. Azonban az megállapítható, hogy a kérdések nem bizonyultak függetlennek; hiszen 1 %-os szinten vizsgálva a kérdés-csoportokat a kontroll női csoportban 18 %-ban, a kontroll férfi csoportban 15 %-ban találtunk szignifikáns kérdés kapcsolatokat.

A 4., 5. és 6. ábrák a női vitiumos csoport 3 kiragadott kérdésének szignifikáns kapcsolatait, és a kontroll csoport szignifikáns kapcsolatait mutatják.

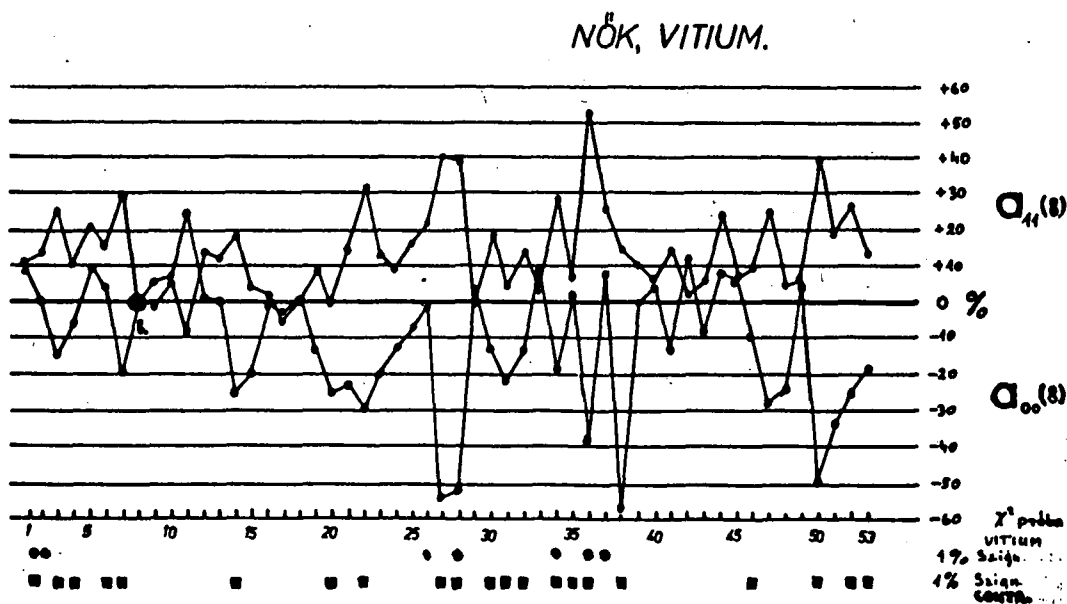
A 7., 8. és 9. ábrák a férfi vitiumos csoport 3 kiragadott kérdésének szignifikáns kapcsolatait mutatják a kontroll-csoport megfelelő kapcsolatai mellett.

A 10., 11. és 12. ábrák a férfi infarctus csoport 3 kiragadott kérdésének szignifikáns kapcsolatait és a kontroll-csoport megfelelő szignifikáns kapcsolatait mutatják. A szignifikáns kapcsolatpárok növekedése jól látható.

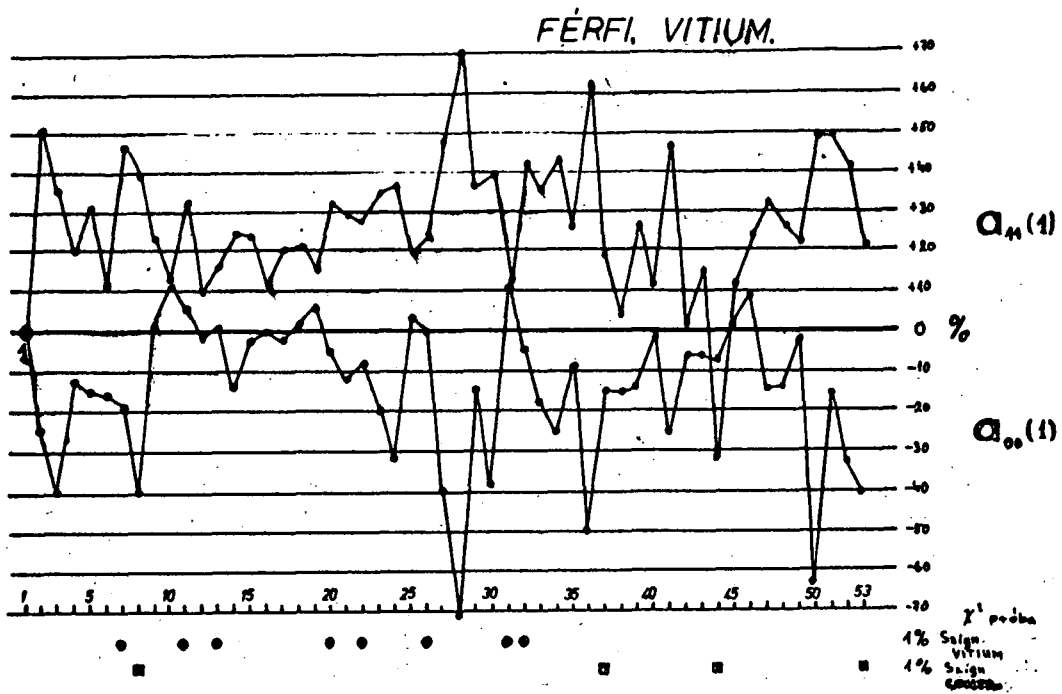
Az 53 kérdés közötti összefüggés-vizsgálat célja az volt, hogy bizonyos kérdés klasztereket meg lehet-e állapítani. Mivel faktoranalízist - szűk gépi feltételek miatt nem áll módunkban végrehajtani, ezért a páronkénti 4 mezős kontingencia vizsgálatokkal próbáltuk a kérdést megközelíteni, ez azonban nagyon kevés konkrét megállapításra adott alkalmat. Az a tény, hogy az együttjárások magasak voltak, és emellett a kontroll-csoportok és a beteg csoportok szignifikáns kapcsolatai más-más kérdés-pároknál jelentkeztek, sokkal inkább az esetlegesség felé irányít bennünket, mint azt a magas számú korrelációból gondolni lehetett volna. A kérdések közötti összefüggések nem fednek feltétlenül tünet csoportot, hanem arra engednek következtetni, hogy spontán eredetűek. Erre utal a kontroll-csoport szignifikanciák gyakori eltűnése is a beteg csoportok viszonylatában. Ez a korrelációs struktúra nyomkövetésének bizonytalanságát vonja maga után.



5. ábra  
Női vitiumos csoportban a 2. kérdés szignifikáns kapcsolatait  
és  $a_{11}$ ,  $a_{00}$  értékek relatív változásai

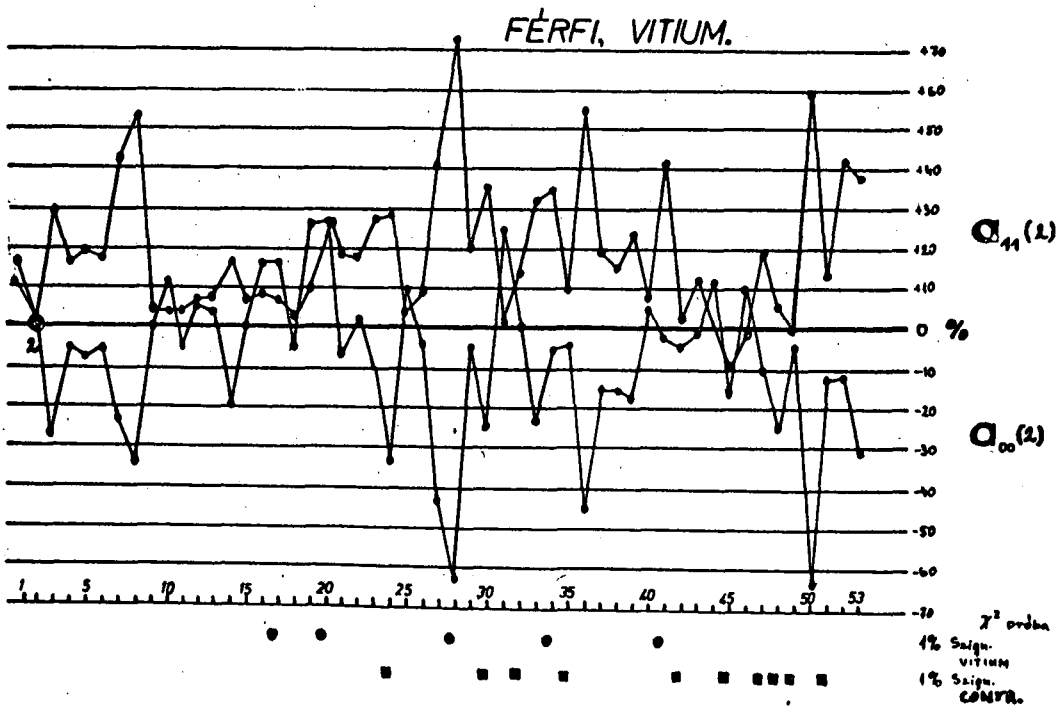


6. ábra  
Női vitiumos csoportban a 8. kérdés szignifikáns kapcsolatait  
és  $a_{11}$ ,  $a_{00}$  értékek relatív változásai



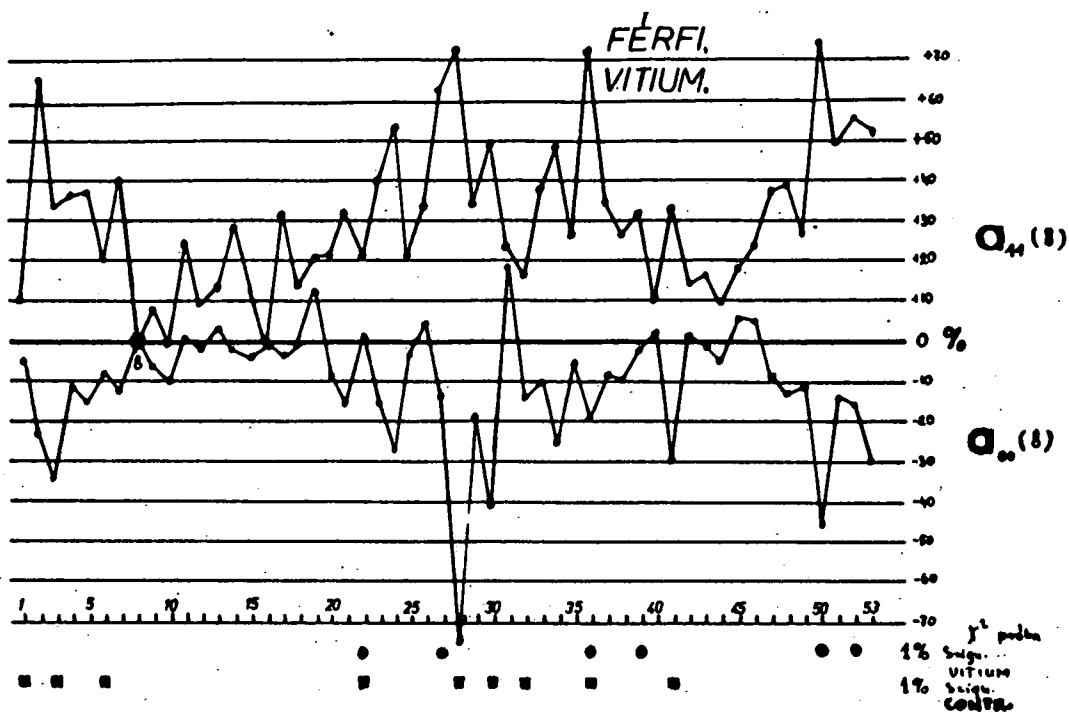
7. ábra

Férfi vitiumos csoportban az 1. kérdés szignifikáns kapcsolatait és  $a_{11}$ ,  $a_{00}$  kontingencia tábla értékek relatív változásai

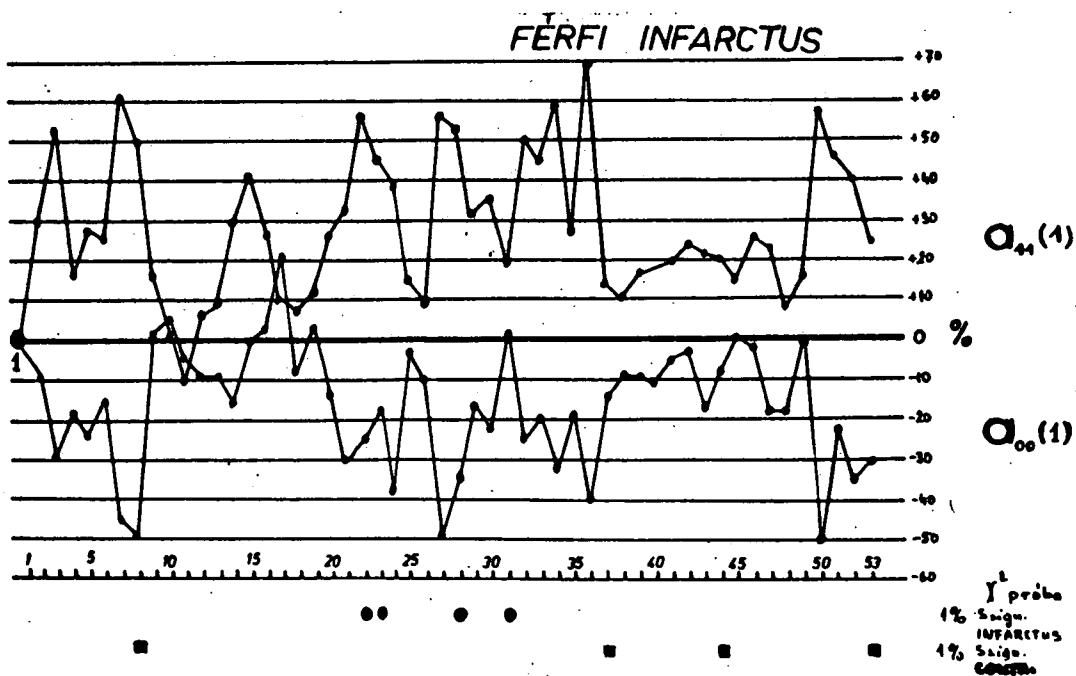


8. ábra

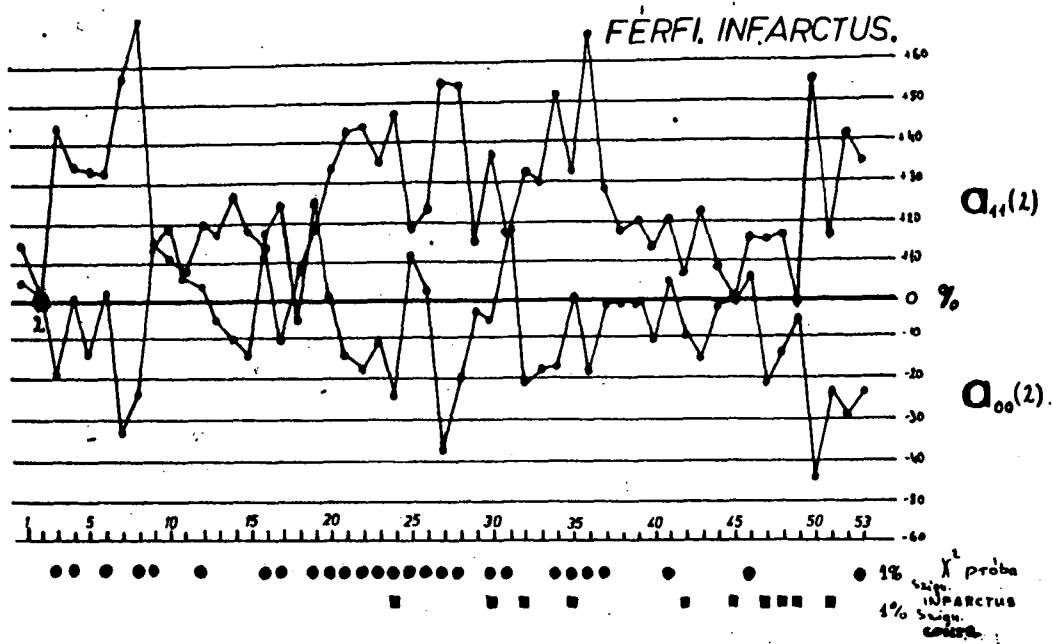
Férfi vitiumos csoportban a 2. kérdés szignifikáns kapcsolatait és  $a_{11}$ ,  $a_{00}$  értékek relatív változásai



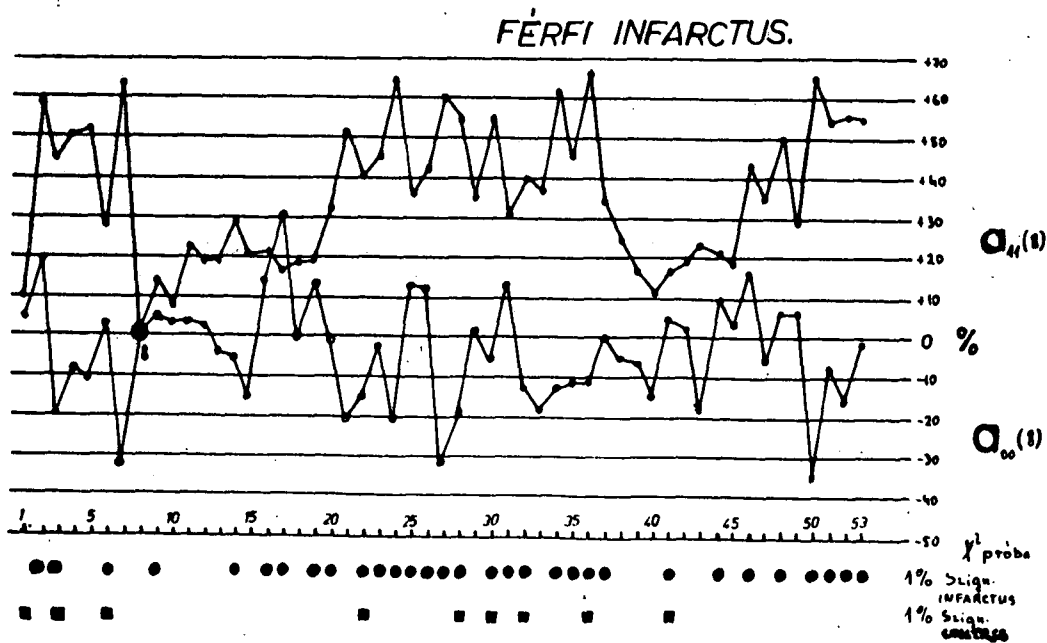
9. ábra  
Férfi vitiumos csoportban a 8. kérdés szignifikáns kapcsolatait  
és  $a_{11}$ ,  $a_{00}$  értékek relatív változásai



10. ábra  
Férfi infarctus csoportban az 1. kérdés szignifikáns kapcsolatait  
és  $a_{11}$ ,  $a_{00}$  értékek relatív változásai



11. ábra  
Férfi infarctus csoportban a 2. kérdés szignifikáns kapcsolatai  
és  $a_{11}$ ,  $a_{00}$  értékek relatív változásai



12. ábra  
Férfi infarctus csoportban a 8. kérdés szignifikáns kapcsolatai  
és  $a_{11}$ ,  $a_{00}$  értékek relatív változásai

## Irodalom

Hargita Á., Hoffmann A., Hajtman B.: Szív és érbetegek funkcionális panaszainak elemzése. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában. Kibernetikai Laboratórium. Kollokvium, Szeged, 1973. 242-253. old.

### Melléklet

1. Gyakran fáj a feje
2. Van úgy, hogy torkában dobog a szíve
3. Előfordul, hogy a füle zug vagy a szeme káprázik
4. Előfordul, hogy szur a melle, vagy fáj a torka
5. Émelyeg vagy szédül, ha mélybe tekint, körhintán  
ül vagy utazik
6. Tényleges ok nélkül is hol fázik, hol melege van
7. Keze, karja, lába gyakran bizsereg, zsibbad vagy  
érzéketlenné válik
8. Van néha olyan érzése, hogy nem kap elég levegőt,  
hogy valami fojtogatja
9. Előfordul, hogy (étkezéstől függetlenül) sok nyála kép-  
ződik
10. Csaknem mindig éhes
11. Kényes a gyomra
12. Gyakran nehéz a nyelése
13. Gyakran böfög, vagy gyakran ég a gyomra
14. Gyakran felpuffad a hasa
15. Szorulásos a széklete
16. Izgalom hatására székelési (vizezési) ingere szokott tá-  
madni
17. Szokott nyirkos lenni keze-lába
18. Érzékeny a bőre (pl. szappanra, ruhafélére)
19. Gyakran remeg a keze (pl. rágyújtáskor vagy telt pohá-  
rat tartva)
20. Gyakran vesz észre akaratlan rángást a szeme körül, ar-  
cában, fején, vállán
21. Fényre, zajra nagyon érzékeny
22. Gyakran kinozza valamilyen fájdalom
23. Izgalomtól, ijedtségtől remegni kezd vagy elgyengül a lába
24. Könnyen elérzékenyül
25. Ahhoz, hogy igazán kipihenje magát 8 óránál több alvásra  
van szükséges
26. Reggel - ébredés után - fáradt, törődött
27. Érzékeny időjárásra vagy éghajlatváltozásra

28. Szokott szapora, kihagyó vagy rendetlen szív működése lenni
29. Könnyen elpirul vagy elsápad
30. Előfordul, hogy lüktetni, kalapálni érzi az ereit
31. Ha hirtelen felegyenesedik előfordul, hogy megszédül, vagy elsötétül a látása
32. Szokott hevülést érezni vagy vértolulást a fejében
33. Még meleg időben is hideg keze-lába
34. Ha felizgatja magát elakad a lélegzete, úgy hogy sóhajtani kell
35. Érez néha gombócot a torkában
36. Előfordul, hogy nehéz munka nélkül is kifulladás
37. Száraz szokott lenni a szája
38. Gyakran étvágytalan
39. Szokott émelyegni, hányni
40. Gyakran van hasmenése
41. Hűvös időben is gyakran izzad
42. Előfordul, hogy nyakán, arcán piros foltok keletkeznek
43. Tulérzékeny (bizonyos gyógyszerekre, ételekre)
44. Ritkán tudja csak teljesen ellazítani izmait
45. Megtörténik, hogy bizonyos körülmények között dadogni kezd
46. Észrevette már többször, hogy keze-lába nyugtalan
47. Nagyon érzékeny fájdalomra
48. Könnyen összerezzen, ha hirtelen mozgást vesz észre, vagy váratlanul megszólítják
49. Lámpaláz
50. Hamar kifárad
51. Ha nagyon dühös vagy izgatott, azt szinte egész testében érzi
52. Nehezen alszik el és könnyen felriad
53. Sokszor érzi magát fáradtnak, levertnek, kimerültnek



Országos Kórhonctani és Kórszövettani Intézet, Semmelweis  
Orvostudományi Egyetem Számítástechnikai Csoportja, II. sz.  
Szülészeti és Nőgyógyászati Klinikája és Biometria Intézete

Pathológiás terhességi és szülési tényezők jelentőségének vizs-  
sgálata koraszülöttek koponyaüri vérzésének kialakulására, li-  
neáris diszkriminációs módszerekkel

Sebők János, Fritz József, Kizsel János, Paksi András és  
Srajber Benedek

A perinatalis időszakban meghaltakban koponyaüri vér-  
zések gyűjtőnév alatt foglalják össze (Kloos és Vogel 1974.)  
az episubduralis, subarachnoidalis és intracerebralis vérzéseket.  
Ezek előfordulási gyakoriságáról az irodalomban eltérő adatokat  
olvashatunk. H. Reddemann és G. Seidlitz (1974) koraszülöttek  
boncolásakor 80 %-ban találtak vérzéseket a koponyaüregben.  
Butler és Bonham (1963) 2188 - a perinatalis időszakban - meg-  
haltban 269 intracraniális vérzést igazolt az autopsiás vizsgálat-  
tal (12,2 %).

A KSH "Perinatalis halálozás" c. kiadványa szerint Ma-  
gyarországon 1970-ben 5232 új-, illetve koraszülött halt meg a  
perinatalis időszakban, s ezek közül 1428-ban lehetett agy, il-  
letve gerincvelő-vérzést kimutatni. Ha tekintetbe vesszük, hogy  
a KSH és az EU. Minisztérium által 1970-71-ben a perinatalis  
időszakban meghaltak közül véletlenszerűen kiválasztott 290 e-  
setből 282-ben nem találtunk adatot a gerinccsatomában találha-  
tó elváltozásokra vonatkozóan (Sebők, Paksi, Kizsel, 1973), ugy-  
gondoljuk, az 1428 agy-, illetve gerincvelő vérzéses eset gya-  
korlatilag kizárólag koponyaüri vérzésnek felel meg. A KSH már  
idézett kiadványa szerint az 1428 koponyaüri vérzés okát mind-  
össze öt esetben lehetett tisztázni.

Munkánkban pathológiás terhességi és szülési tényezőket vizsgáltunk és igyekeztünk kiválasztani azokat, melyek hazánkban az élveszületettek perinatalis halálozásáért 27,3 %-ban felelős koponyaüri vérzés kialakulásában jelentősek lehetnek.

#### Anyag és módszerek

A KSH és az EU. Minisztérium által 1970. évben végzett országos felmérés adatlapjait használtuk. Élveszületett és a perinatalis időszakban meghalt 1000-2500 gr súlyú koraszülöttekből 2 csoportot alkottunk. Az egyik csoportba 500 olyan eset tartozott, akikben a boncolás intracraniális vérzést igazolt, a másik 500 esetben a kórboncnok a koponyaüregben nem talált vérzést.

Vizsgálatainkban az alábbi tényezőket vettük tekintetbe:

1. Sorszám
2. Agyvérzés (így rövidítettük a koponyaüri vérzést)
3. Fejlettségi kor hetekben, 24-42. hétig
4. Nem (fiú, lány)
5. Születési súly 1000-2500 gr (azért választottuk ezeket a súlycsoportokat, mert a súlyos fokú éretlenséget, mint magzati tényezőt igyekeztük lecsökkenteni)
6. Fejvégű fekvés
7. Medencevégű fekvés
8. Harántfekvés
9. A szülés lefolyása, rendes
10. A szülés befejezése, spontán
11. császármetszés
12. vacuum extractio
13. fogóműtét
14. egyéb
15. Terhesség alatt keletkezett vesebetegség
16. Toxaemia gravidarum
17. Ecclampsia
18. A szülőerők rendellenessége
19. Pyelitis és pyelonephritis gravidarum
20. Placenta praevia

21. Korai lepényleválás
22. Köldökszínór rendellenességek
23. Méhnyak elégtelensége
24. Idő előtti burokrepedés
25. Hányadik terhesség? (1, 2, 3)
26. Élveszületések (1, 2, 3) a kórelőzményben
27. Halvaszületések (1, 2, 3)
28. A kórelőzményben művi vetélések (1, 2, 3)
29. A kórelőzményben spontán vetélések (1, 2, 3)
30. Az anya kora (20, 25, 30, 35, 40 év)
31. Dohányzik-e az anya?

Az MTA CDC 3300-as számítógépén számítottuk ki az adott minta agyvérzéses eseteinek az egyes befolyásoló tényezőkre vonatkozó feltételes relatív gyakoriságait. A relatív gyakoriságok felhasználásával ellenőriztük azt a hipotézist, hogy az agyvérzést befolyásoló egyes tényezőkre vonatkozó várható érték 1/2-el egyezik-e meg. A közelítőleg standard normális eloszlású függvény

$$u = \left[ P ( g_i = \pm 1 / B_i ) - \frac{1}{2} \right] \cdot 2 \sqrt{n}$$

alapján állapítottuk meg tényezőnként a szignifikancia szinteket:

$$P ( |u| \geq u_{\epsilon} ) = 2 \left[ 1 - \Phi(u_{\epsilon}) \right] = \epsilon$$

Az eredményeket táblázatban foglaltuk össze, melyben azokat a tüneteket tüntettük fel, melyek vizsgálataink szerint az agyvérzést szignifikánsan ( $p < 0,2$ ) befolyásoló tényezőknek tekinthetők (1. táblázat).

A gesztációs idő és a koponyatüri vérzések között anyagunkban nem találtunk összefüggést, pedig az irodalomban (Harcke 1972) amellet foglalnak állást, hogy az alacsony fejlettségi koru magzatokban jóval gyakoribb a koponyatüri vérzés. A fejlettségi kort azonban a vizsgált esetekben az anya bemoindása alapján állapították meg, ennek elégtelenségére pedig már évekkal korábban rámutattak és helyette a magzat szomatikus és idegrendszari fejlettségéből állapítják meg a gesztációs időt (Dubowitz 1970, Aniel-Tison 1960).

1. TÁBLÁZAT

**A koraszülöttek koponyaúri vérzése létrejötté-  
ben jelentős tényezők  $p < 0,2$**

Tünet	Rel.gyakoriság	Szignifikancia
Születési súly 1001-1500 gr	0,54	0,04
1501-2000 gr	0,44	0,05
Harántfekvés	0,62	0,06
Vacuum extractio	0,85	0,06
Fogós műtét	1,00	0,16
Terhességi vesebaj	0,83	0,001
Toxaemia	0,63	0,001
Eclampsia	0,84	0,01
Szülőerők rendellenessége	0,57	0,11
Az anya pyelitise pyelonephritise	0,65	0,14
Köldökszindr. rendellenességek	0,66	0,02
A kórelőzményben több spontán ab.	0,33	0,16
Méhnyak elégtelenség	0,66	0,03

A magzat születési súlyának jelentőségét már 1919-ben Yllpoe is hangsúlyozta; szerinte magasabb súlyú koraszülöttekben ritkábban található vérzés az agyban. Anyagunkban az alacsonyabb súlyú koraszülöttekben szignifikánsan több agyvérzés volt. Az éretlenséget, mint magzati tényezőt már az esetek kivizsgálásánál igyekeztünk csökkenteni.

A fekvési és tartási rendellenességek közül a harántfekvés bizonyult olyan tényezőnek, amelyet a koponyaüri vérzések kialakulása szempontjából számításba kell vennünk. Fedrick és Butler (1970) is hangsúlyozzák a fekvési rendellenességek szerepét a traumás agykárosodások kialakulásában.

A szülészeti műtétek, a vacuum extractio, fogóműtét mindig magában rejti a koraszülöttekben az agyvérzés kialakulását. Ez részint magával a beavatkozással (Moyes 1969, Hickl 1972), részint az indikációval függ össze. A vacuum extractio szinte kizárólagos indikációja (Hickl 1972) az intrauterin anoxia, amely önmagában is agykamravérzés vagy subarachnoidalis vérzés oka lehet (Fedrick és Butler 1970), de a beavatkozás következtében sem ritkák a vérzéses szövődmények a koponyaüregben (Bucke és Pohl 1963, Hickl 1972). Ezek jelentőségét eredményeink is aláhúzzák.

A fogós szülések kapcsán Moyes (1969) a subduralis koponyaüri vérzések létrejöttét figyelte meg gyakran.

A placenta praevia jelentőségét az agyvérzések keletkezésében az a tény mutatja, hogy a tünet 1000 esetből 95-ször fordult elő, ebből 53, tehát több mint a fele az agyvérzéses csoportba esett, az összefüggés azonban anyagunkban nem szignifikáns.

A terhesség során fellépő vesebetegségek, toxaemia, s az eclampsia jelentős szerepet játszottak a koraszülöttek koponyaüri vérzésének létrejöttében. Fedrick és Butler (1970) mind a hypoxiás, mind a traumás jellegű agyvérzés létrejöttében szerepet tulajdonítanak a preeclampsiának és eclampsiának, arról azonban nem szólnak, hogy a betegség egy jóval enyhébb formáját képező terhességi vesebaj is hasonló veszélyeket hord magában.

A szülőerők rendellenessége lényegileg két egymással ellentétes fogalmat rejt magában. Az egyik a túl gyors, a rohamos szülés, mely traumás agykárosodással járhat együtt (Towbin 1968), a másik az elhúzódó szülés, mely inkább anoxiás károsodás, intrauterin hypoxia veszélyét rejt magában és intraventricularis vérzést okoz (Fedrick és Butler 1970, Towbin 1968 és Müller, Horka, Mann 1971). Külön kiemeljük a fájdalomgyengeségek terápiájában gyakran szubjektív tényezők alapján indikált oxytocin infusio veszélyeit. Jelen vizsgálatok a szülőerők rendellenességeinek szignifikáns szerepet tulajdonítanak az agyvérzés létrejöttében.

A pyelitis, pyelonephritis a terhesség alatt gyakran szövődik chorioamnitis-el, melynek szerepét a koponyaüri vérzés keletkezésében többen is hangsúlyozzák (Towbin 1968, Harcke 1972, Fedrick és Butler 1970). Anyagunkban is jelentős faktornak bizonyult a vesemedence és vesegyulladás a koponyaüri vérzések etiológiájában.

A köldökzsinór anomáliák szerintünk tulzott jelentőséget kaptak a feldolgozás során. Ez olyan szembeötlő elváltozás, amit minden esetben rávezetnek a szülészeti kórlapra, amikor csak előfordul, s egyidejűleg valamilyen szövődmény lép fel - esetleg ettől teljesen függetlenül is. Ugyanakkor a köldökzsinór összenyomódásának a koponyaüri vérzések (mégpedig az anoxiás vérzések) kialakulása szempontjából nagy jelentősége van (Hickl 1972).

Vizsgálataink azt igazolták, hogy a méhnyak elégtelensége jelentős szerepet játszik a koraszülöttek koponyaüri vérzésének kialakulásában. A méhnyak insufficienciája szülési sérülések, de még gyakrabban művi vetélések következtében alakul ki. Érdekes, hogy a művi vetélések ugyanakkor nem mutattak összefüggést a koponyaüri vérzések keletkezésével. Mig azonban a méhnyak elégtelenség objektív tünet, melyet a szülészorvos állapít meg, a művi vetéléseket viszont az anya bementése alapján írják a kórlapra. A szülések körében azonban ismert az a tény, hogy a nők szívesen elhallgatják a korábbi arteficiális abortusaikat.

Az anemnézisben spontán vetélések jelentőségét abban látjuk, hogy ezek etiológiájában jelentős szerepet tölt be az anya és magzat közötti vércsoport összeférhetetlenség. Ennek szerepét pedig az agykamravérzések keletkezésében Terplan (1967) is kiemelte.

Az agyvérzések és nem agyvérzések kategóriák megkülönböztetését a Bayes-féle döntés függvény előjelének szeparáló függvény segítségével történő meghatározásával végeztük. A becslési eljárások során a Kashyap-Ho féle gradiens algoritmust, annak egy általunk kidolgozott gyorsított változatát és egy lineáris programozási módszert alkalmaztunk az elválasztó hipersík meghatározására. A nyert számítógépes eredmények 250-es minta esetén 72 %-os diagnosztikus pontosságot szolgáltatottak.

Az 1000 eset feldolgozása rámutatott, hogy hazánkban is nemzetközileg ismert okok játszzák a vezető szerepet a koraszülöttek intrakraniális vérzésének kialakulásában.

Vizsgálati eredményeink közül sajátosan hazai viszonyokra vonatkozó megállapításaink:

1. A gesztációs idő meghatározását nem az anya bemondása alapján kell elvégezni.
2. A köldökzsinór anomáliákat sokszor indokolatlanul vezetik rá a perinatalis lapokra.

Vizsgálataink adatokat szolgáltatottak arra, hogy a terhességi vesebaj, még ha az nem is okoz preeclampsziát vagy éppen eclampsziát, a koraszülöttekben koponyaűri vérzés okává válhat. A méhnyak insufficienciák számának csökkentésével esetleg koraszülöttkori agyvérzéseknek is - egy részének - elejét vehetnénk.

Végezetül szeretnénk kiemelni, hogy jelen munkánk csak első megközelítésnek tekinthető. A következő lépés a finomítás, melyben igyekszünk minél pontosabban szétválasztani az agyvérzések és a nem agyvérzések kategóriákat, azaz meghatározni az agyvérzést kiváltó faktorokat. Ehhez az összehasonlíthatóság és ellenőrzés céljából párhuzamosan több matematikai módszert alkalmazunk, melyeket számítógépen realizálunk. Ezek a számítások befejezés előtt állnak. Az eredmények ismeretében térünk vissza azok szakmai értékelésére.

irodalom

- Amiel-Tison C.: Neurological evaluation of some external characteristics used in the assesment of gestational age of the newborn infant. Arch.Dis.Child. 43: 89. (1968).
- Bucke B., Pohl M.: Sogenannte wachsende Schädelfraktur als Komplikation der Vakuumextraktion. Mschr.Kinderheilk. 111: 424-426, (1963).
- Butler R., Bonham G.: Perinatal mortality. The first report of the 1958. British perinatal mortality survey. E.S. Livingstone, Edinburgh and London, (1963).
- Dubowitz L., Dubowitz V., Goldberg C.: Clinical assesment of gestational age in the newborn infant. J. Pediat 77: 1.(1970).
- Fedrick J., Butler R.: Certain Causes of Neonatal Death II. Intraventricular Haemorrhage. Biol.Neonate 15: 257-290,(1970).
- Fedrick J., Butler R.: Certain Causes of Neonatal Death. V. Cerebral Birth Trauma. Biol. Neonate 18: 321-329, (1970).
- Harcke H.T.Jr., Naeye R.L., Storch A., Blanc W.A.: Perinatal cerebral intraventricular hemorrhage. J.Pediat. 80: 37-42, (1972).
- Hickl E.J.: Intrakranielle Neugeborenenblutungen und geburtshilfliche Operationen. Dtsh.med.Wschr. 97: 736-739, (1972).
- Kloos F., Vogel M.: Pathologie der Perinatalperiode. G.Thieme Stuttgart, (1974).
- Moyes P.D.: Subdural Effusions in Infants. Canad.Med.Assoc.J. 100: 231-234, (1969).
- Müller G., Horka G., Mann H.: Zur Statistik der perinatalen Asphyxie aus morphologischer Sicht. Dtsh. med. Wsch. 96: 189-195,(1971).



- Reddemann H., Seidlitz G.: Zur Ätiologie und Pathogenese der sogenannten geburtstraumatischen intracraniellen und ihre Bedeutung für die Säuglingssterblichkeit. Dtsch. Ges-wesen 29: 882-888, (1974).
- Sebők J., Paksi A., Kiszél J.: Nem közölt megfigyelés (1973).
- Terplan K.L.: Histopathologie Brain changes in 1152 Cases of the Perinatal and Early Infancy Period. Biol. Neonat. 11: 348-366, (1967).
- Towbin A.: Cerebral intraventricular haemorrhage and subependymal matrix infarction in the foetus and premature newborn. Amer. J. Path. 52: 121-139, (1968).
- Yllpöe A.: Zur Physiologie, Klinik und Schicksal der Frühgeborenen. Z. Kinderheilk. 24: 1-110, (1919).



#### XIV. ker. Gyermekpoliklinika és OT Számítástechnikai

Központja, Budapest

#### Izlés, izelés és cariesintenzitás közötti kapcsolatok vizsgálata

Forrai György, Bánkóvi György és Sebestyén Éva

Több, mint 40 évvel ezelőtt egy Fox nevű vegyész munkahelyén "keserű légkört" észlelt, ez a szó fizikai értelmében értendő, minthogy valamely gyártási eljárás során a levegőbe került egy phenylthiocarbamid (PTC) nevű anyag, amelynek hatására a dolgozók nagyobbik része állandó keserűséget érzett a szájában. Egy másik résznél viszont nem jelentkezett a keserű ízérzet. Fox (1932) rájött, hogy olyan anyagról lehet csak szó, amelynek keserű ízét nem mindenki érzi, vannak akik érzéketlenek iránta.

Azóta hatalmas irodalom terebélyesedett ki az örökletesnek tartott PTC ízérzés, illetőleg az iránta való érzéketlenség körül, tasterekről (izelők) és non-tasterekről (nem izelők) beszélnek, a szóban forgó anyagot - a vércsoportokhoz hasonlóan - "genetikus marker"-nek használják a kromoszómák feltérképezésében, bizonyos betegségekre való hajlam jelzésében, népcsoportok eredetének kutatásában és sok más területen. Mai felfogás szerint a PTC anyagának keserű ízét "nem izelő", un. non-taster tulajdonság autoszomális, recesszív módon öröklődik, vagyis a taster tulajdonság domináns a non-taster felett.

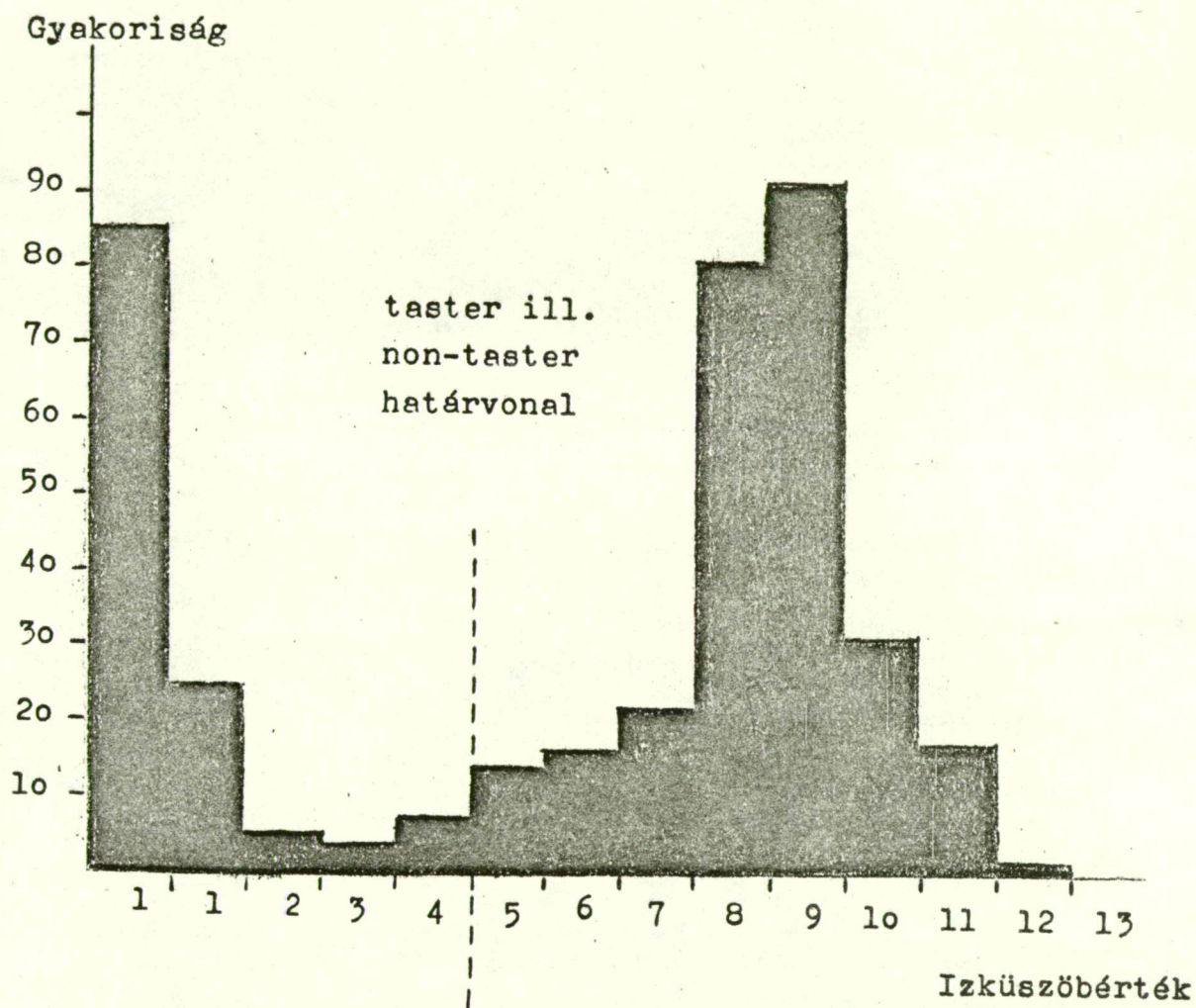
Előadásunkban három tényező közötti összefüggést kívánunk taglalni. Ezek közül az első: a PTC ízérzés. A második tényező az emberek táplálkozási izlése, ez kevésbé vizsgált terület. A harmadik tényező a fogszuvasodás. Az irodalomban gyéren találhatók adatok a PTC ízérzés és a táplálkozási izlés, illetőleg a PTC ízérzés és a fogszuvasodás mértéke között, és ezek jó része is ellentmondó (Fischer és Griffin 1961, Chung és munkatársai 1965, Tibera-Dumitru és munkatársai 1965, Lasker és Fernandez 1970).

Tudomásunk szerint hármass kapcsolatot keresésére eddig nem vállalkoztak. Felvetődik a kérdés: miért szükséges e három jelenség közötti összefüggés kutatása? Erre röviden válaszolhatunk. A PTC ízérzés örökletes tulajdonság. A caries aetiologiája, bár irodalma felmérhetetlenül nagy, nem kellően ismert. Elfogadott tény viszont, hogy képződésében fontos szerepet játszanak genetikai faktorok. Számos adat utal arra is, hogy a táplálkozási izlést, a kétségtelenül jelentős környezeti befolyás mellett, örökletes tényezők is szabályozzák. Elképzelhető, hogy érvényre jutásukat közös gén-locus regulálja, vagy egymást láncszerűen befolyásolják.

A PTC ízérzés vizsgálatára szolgáló eljárások közül a legelterjedtebb Harris és Kalmus (1949) módszere: 14 tagu higítási sort készítenek az anyagból, majd a leghigabbtól a legterményebb felé haladva "izküszöbértékeket" határoznak meg. Ez az első leghigabb, de már "keserű"-nek jelzett oldat a vizsgált személyekre nézve.

Mi is, némi pontosítással, ezt a módszert alkalmaztuk. Jól tükrözi az egészséges populációk nagy részében kimutatható taster/non-taster eloszlást egy régebben közzétett anyagunk (Forrai és Bánkövi 1967) ábrája (1. ábra), amelyet egy budapesti iskolában 436, 7 és 15 év közötti diák vizsgálatával nyertünk. A vízszintes tengelyen az izküszöbértékeket, a függőlegesen a gyakoriságokat ábrázoltuk. Régebbi és újabb adataink szerint - a nemzetközi irodalommal összhangban - az egészséges populációkban az egyedek kb. 2/3 része PTC taster, 1/3 része non-taster. A bimodális görbe nagyobb dombjában foglalnak helyet a tasterek, a kisebbben a non-tasterek.

A szétválasztás az antimodális tartományban történik. Második módszerünket Fischer és Friffin (1961) amerikai (Ohio állam) étellistájának hazai adaptációjával alakítottuk ki. Vizsgálatunk abban állt, hogy a megkérdezett személyek egy 100 ételt tartalmazó lista minden tagjára vonatkozóan nyilatkoztak: szeretik, nem szeretik vagy tartózkodnak a döntéstől. (A lista összeállítása a táplálkozástudományi normák figyelmen kívül hagyásával történt, mert a legtöbb étel vegyes összetételű és komplex ízű.)



1. ábra

A PTC izküszöbértékek gyakorisági eloszlása budapesti gyermekpopulációban

Harmadszor, megvizsgáltuk a populációban a cariesintenzitást, amelyet a DMF-index-szel, vagyis az egy főre jutó beteg fogak számával mértünk (D = decayed, szuvas, M. = missing, eltávolítás miatt hiányzó, F = filled, tömött fog)<sup>x</sup>. Célunk itt nem cariológiai felmérés volt, ezt fogorvosok már sokkal nagyobb populációkon elvégezték, csupán a DMF-indexeket kívántuk a másik két vizsgálat adataival összevetni.

#### Eredményeink a következők:

Vizsgálataink<sup>xx</sup> Fischer és Griffin amerikai eredményét - miszerint a tasterek több ételt utasítanak vissza, mint a non-tasterek - nem erősítették meg.

Azoknak az ételeknek az átlagos száma, amelyeket egy egyén elutasít, vagyis "nem szeretem" jelzéssel lát el, nem különbözik szignifikáns mértékben a tasterek, illetve non-tasterek esetében. A jelenség mélyebb vizsgálatára finomabb matematikai statisztikai módszert, egyfajta diszkriminancia-analízist alkalmaztunk.

Ennek alapját egy ún. taster-pontszám bevezetése képezte. E pontszámmal az egyes ételekre adható válaszokat láttuk el: nulla pontszámot rendeltünk a tartózkodó válaszhoz, a "szeretem" és "nem szeretem" válasz közül az kapott pozitív pontértéket, amelyre vonatkozóan a taster/non-taster arány nagyobb volt (míg a másik válasz negatív pontértéket kapott), a pontszám nagyságát lényegében az egyes válaszokhoz tartozó fenti arányok hányadosa határozta meg.

A 2. ábrán demonstráljuk a taster-pontszám meghatározásának kiindulási alapját jelentő 2x2-es kontingencia-táblázatot. Ebben valamely (a k-adik) ételre adott "szeretem" és "nem szeretem" válaszokat gyűjtöttük egybe a taster és a non-taster csoportból. A diszkriminálást szolgáló képlet és a módszer részletei az Egészségtudományban megjelent közleményünkben olvashatók (Forrai és Bánkövi 1973).

---

<sup>x</sup>Nem vettük figyelembe a tejfogak cariesintenzitását, mert a vizsgált korcsoportban a fogváltás jobbára befejeződött.

<sup>xx</sup>A kísérletbe 137, 11-18. év közötti, egymással rokoni viszonyban nem álló, mindkét nemhez tartozó tanulót vontunk be, válogatás nélkül. Ebből a számból 6 személy a fogászati vizsgálat céljára nem volt elérhető.

Az étel neve /sorszáma: k /	Taster	Non-taster	Összesen
"Szeretem"	$N_{11}(k)$	$N_{12}(k)$	$N_{1\cdot}(k)$
"Nem szeretem"	$N_{21}(k)$	$N_{22}(k)$	$N_{2\cdot}(k)$
Összesen	$N_{\cdot 1}(k)$	$N_{\cdot 2}(k)$	$N(k)$

2. ábra

### Kontingencia-táblázat sémája

A 3. ábra már az eredetileg 100 tagu étellistának csak egy redukált, 15 tagu változatát mutatja be. Kimaradtak azok az ételek, amelyeknél a kontingencia táblázat valamelyik cellájába túl kicsi szám került, vagy amelyek diszkrimináló képessége a tasterek és non-tasterek között nem bizonyult jelentősnek. A felsorolt 15 étel a PTC ízérzésre vonatkozó diszkrimináló képessége sorrendjében szerepel (a  $\chi^2$ -értékek felülről lefelé csökkennek).

Ha összegezzük azokat a pontokat, amelyek egy kísérleti személy valamennyi ételre vonatkozó nyilatkozatából származnak, olyan taster-pontszámot kapunk, amely már nem egyetlen étel diszkrimináló képességét, hanem az egyes személyeket külön-külön jellemzi. Így az egyes ételekre adott válaszokból, azoknak egymást felerősítő diszkrimináló hatásából, az egyén ízlésének megítélésére egy egzakt mutatószámhoz jutunk.

Sor- szám (k)	Az étel neve	"Szere- tem"	"Nem sze- retem"	$\chi^2(k)$	$100P(\chi^2_1 > \chi^2(k))$
1.	Rozskenyér	154	-227	5,13	2,4
2.	Sárgarépa főzelék	162	-162	4,05	4,4
3.	Gomba	68	-259	3,08	8,0
4.	Ecet	188	-105	2,89	8,9
5.	Tökfőzelék	107	-135	2,32	12,8
6.	Torma	-88	178	2,27	13,2
7.	Cékla	92	-151	2,27	13,2
8.	Cukorka	-74	219	2,25	13,4
9.	Babfőzelék /szemes/	60	-191	1,95	16,3
10.	Szalonna	87	-132	1,83	17,6
11.	Juhturó	-86	143	1,82	17,8
12.	Zöldbabfőzelék	51	-183	1,64	20,0
13.	Kelkáposzta	61	-129	1,29	25,6
14.	Disznósajt	69	-106	1,20	27,4
15.	Méz	45	-152	1,18	27,7

3. ábra

Az egyes ételekre vonatkozó taster-pontszámok



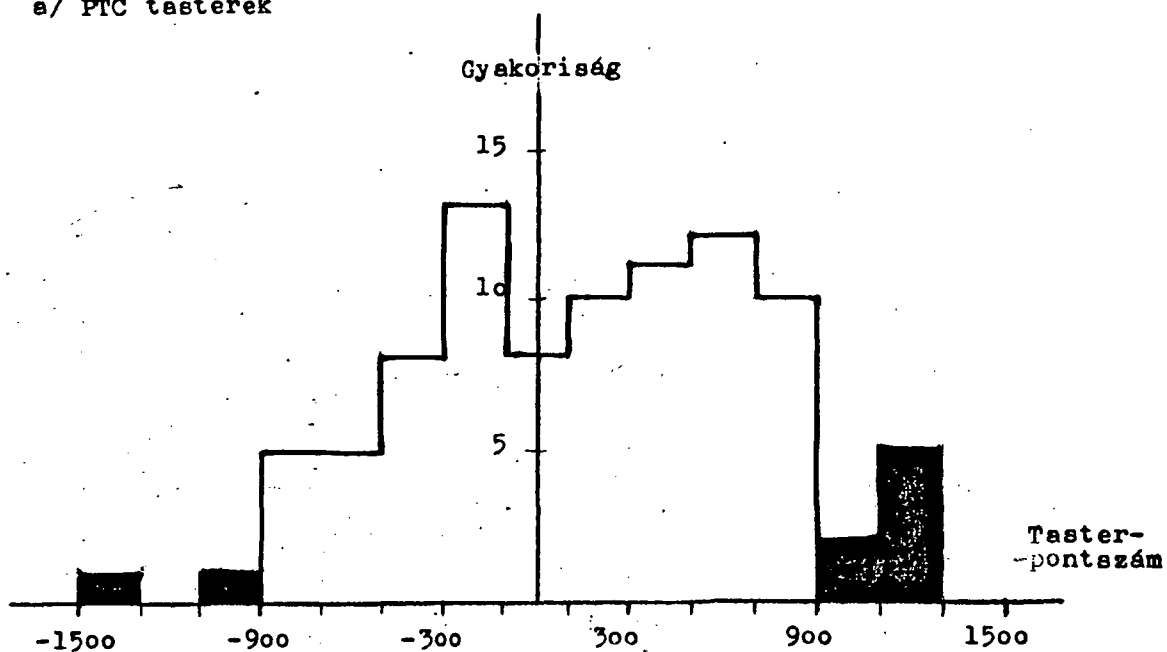
A 4. ábrán bemutatott hisztogramok vízszintes tengelyén taster-pontszám szerinti beosztást alkalmaztunk, 200 pontos osztályközökkel. Az a.) ábra a tasterek, a b.) ábra a non-tasterek gyakorisági eloszlását mutatja. Az ábra szemlélésénél figyelembe veendő, hogy a tasterek száma a mintában csaknem kétszerese a non-tasterekének (91 : 46).

Ugyanakkor a nagyon magas taster-pontszámot kapott egyének (-900 felett) taster/non-taster aránya 7:1, míg a -900 alatti taster-pontszámúak között ugyanez 2:7 volt. Ennek alapján a PTC-ízérzés és az ízlés között létező sztochasztikus kapcsolat feltételezése megalapozottnak látszik. A gyakorlatban: a szélsőségesen magas pozitív és negatív taster-pontszámú egyének körében, akik csak egy étellista kérdőívére adnának választ, rendkívüli mértékben megnőne, illetőleg lecsökkenne az egyének PTC taster-tulajdonságának feltételes valószínűsége, egyszerűbben szólva: ilyenkor nagy eséllyel meg tudnánk jósolni az ízlés pusztán ismeretéből az illető PTC-ízlelőképességét. Az étellista-kitöltés "screening test" lehetne tehát, ha egy rendkívül nagy populációban például bizonyos betegségekre való hajlam kutatásakor non-tastereket keresnénk. Ami ebből tulajdonképpen lényeges, az az, hogy az ízlésből megállapított egyéni taster-pontszám szolgáltathat bizonyos információt a PTC-ízérzés genetikusan determinált tulajdonságára nézve.

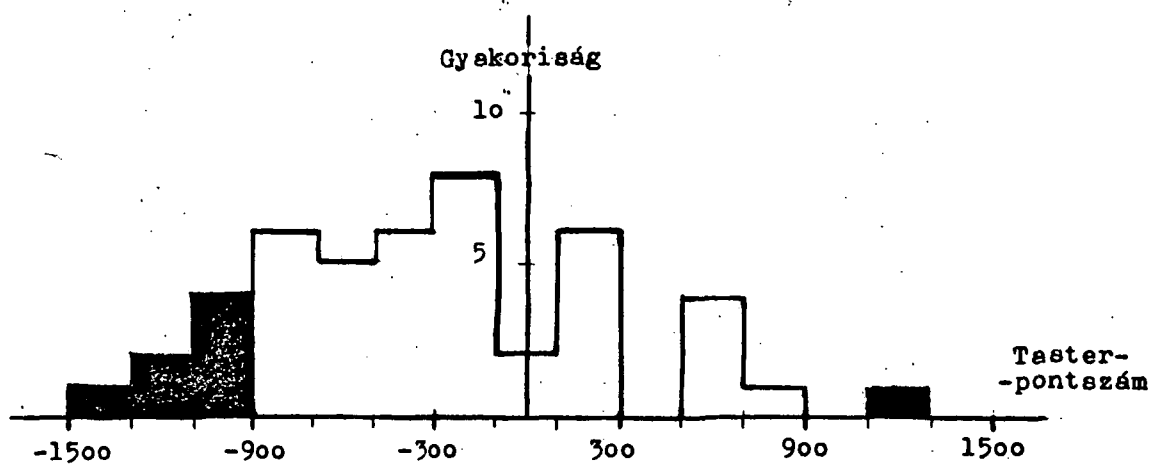
Vizsgáltuk többváltozós regressziószámítás segítségével a cariesképződést jellemző DMF-indexet, mint függő változót, különböző független változók függvényében, ilyenek voltak: az életkor, a nem, illetőleg ezek mellett a PTC-izküszöbértékek, vagy az egyes ételekre vonatkozó taster-pontszámok, vagy az összes ételre vonatkozó taster-pontszám.

Az elemzést elvégeztük az összes - 131 - vizsgált személyre, valamint külön-külön a taster/non-taster és fiú/leány bontásokra nézve is. E vizsgálataink eredményei közül ki szeretnénk emelni azt, hogy a DMF-index regressziós összefüggésébe magyarázó változóként az életkor mellé szignifikánsan bekerült az étellistára vonatkozó taster-pontszám is, határozottabb kapcsolatot mutatva a DMF-indexszel, mint a PTC izküszöbérték (5. ábra).

a/ PTC tasterek



b/ PTC non-tasterek



4. ábra

Budapesti tanulók taster-pontszám szerinti gyakorisági eloszlása

DMF-index	Fiuk			Leányok			Tasterek			Non-tasterek			Össz. vizsgált		
	a)	b)	c)	a)	b)	c)	a)	b)	c)	a)	b)	c)	a)	b)	c)
DMF (1-3)	0,22	0,15	0,40	0,17	0,20	0,44	0,27	0,15	0,49	-	0,17	0,57	0,15	0,09	0,35
DMF (4-8)	0,42	0,42	0,50	0,36	0,33	0,54	0,46	0,32	0,50	0,46	0,46	0,66	0,39	0,32	0,46
DMF (1-8)	0,43	0,40	0,52	0,27	0,23	0,50	0,45	0,28	0,53	0,33	0,33	0,57	0,34	0,24	0,44

### 5. ábra

A DMF-indexek és más mennyiségek közötti többszörös korrelációs  
együtthatók\*

\* A független változók

a) esetben: az egész étellistára vonatkozó taster-pontszám, életkor, nem,

b) esetben: PTC izküszöbérték, életkor, nem,

c) esetben: a 15 ételre vonatkozó taster-pontszámok külön-külön, életkor, nem.

Megjegyzés: A "nem" mennyiség (fiu = 1, leány = 0) természetesen nem szerepelt változóként a "fiuk", illetve "leányok" kategórián belül.

Elképzelhető, hogy az ilyen jellegű összefüggések feltárása hozzájárulhat a caries igen bonyolult aetiologiájának jobb megismeréséhez. Vizsgálataink bővebb részleteit a Biológia című folyóiratban közlés alatt álló munkánk tartalmazza.

Bár az előbbieken ismertetett kísérleteink több érdekes összefüggés feltételezésére adtak alapot, az eredmények továbbfejlesztése érdekében adatokat gyűjtöttünk egy új, nagyobb, életkor és nem szempontjából homogénebb populációban is, hogy hipotéziseink érvényességét felülvizsgáljuk. Kísérletezési technikánkon az új populáció vizsgálatkor annyit változtattunk, hogy

1. PTC hígítási sor helyett csak egyetlen oldattal végeztünk screening testet.
2. Az étellista csupán 30 ételt tartalmazott.

Az új eredmények feldolgozása még folyamatban van, de az ételekre vonatkozó taster-pontszámokat már kiszámítottuk és azt a meglepő eredményt nyertük, hogy az új vizsgálat során néhány ételre adható válasz diszkrimináló képessége szerint a régihez igen hasonló pontszámot kapott.

Az elmúlt évtizedben különféle morfológiai és biokémiai természetű humánpolimorfizmusok jellemző tulajdonságait, vagy ahogyan definiáltuk, a "genetikai individualitás" különböző megnyilvánulásait kerestük. Ezuttal a vizsgálatsorozat egyik részletének ismertetésére került sor. A kísérleti eredmények matematikai statisztikai feldolgozása az Országos Tervhivatal Számítástechnikai Központjának ICL System 4-70 típusu, nagyteljesítményű univerzális számítógépén történt.

Irodalom

- Chung, C.S., Witkop, J.C., Jr., Wolf, R.O. and Brown, K.S.: Dental caries in relation to PTC taste sensitivity, secretor status, and salivary thiocyanate level. Arch. Oral.Biol. 10: 645-653, (1965).
- Fischer, R., Griffin, F.: "Taste blindness" and variations in taste - threshold in relation to thyroid metabolism. J.Neuropsychiat. 3: 98-104, (1961).
- Forrai Gy., Bánkövi Gy.: Phenythiocarbamid-izelőképesség vizsgálata budapesti gyermekpopulációban. Orv.Hetil.108: 1681 - 1687, (1967).
- Forrai Gy., Bánkövi Gy.: A phenylthiocarbamid izelőképesség és az ételek favorizálásának összefüggése. Egészségtud. 17: 360-369, (1973).
- Forrai Gy., Bánkövi Gy.: A "genetikai individualitásról", magyar gyermekcsoportokon végzett populációgenetikai vizsgálatok alapján. Anthropol. Közl. (Közlés alatt.)
- Forrai Gy., Bánkövi Gy. és Sebestyén Éva: Kapcsolatok a PTC ízérzőképesség, egyes ételek kedvelése és a cariesintenzitás között. Biológia. (Közlés alatt.)
- Fox, A.L.: The relationship between chemical constitution and taste. Proc. Nat.Acad.Sci., Wash. 18: 115-120, (1932).
- Harris, H., Kalmus, H.: The measurement of taste sensitivity to phenylthioures. Ann. Eugen., Lond. 15: 24-31, (1949).
- Lasker, G.W., Fernandez, R.R.: PTC tasting and dental caries. Social Biol. 17: 140-141, (1970).
- Tibera-Dumitru, M., Beroniade, S. and Draghicescu, T.: Corelatii între frecventa cariei si sensibilitatea la PTC la populatie rurala din Regiunea Hunedoara. Stud.Cercet. Antrop. 2: 241-245, (1965).



Távközlési Kutató Intézet, Budapest és SZTA Információközlési  
Problémák Intézete, Moszkva

### Vektoriális EKG adatok adaptív redukálása

Breuer Pál és V.V. Shakin

#### 1. Bevezetés

EKG adatok redukálásának szükségessége különféle módon igazolható, így pl. több EKG regisztrátum számítógépes tárolása - midőn mindegyik nagymennyiségű mintavett értékből áll - nagy memóriakapacitást igényel. Egy másik szempont lehet - real-time üzemi és távadatfeldolgozós diagnózis esetén - a csatorna-kihasználság fokozása. Az eredeti EKG elvezetések továbbítására tervezett csatornák redukált adatok esetén nyilván több információ átvitelére szolgálhatnak azonos idő alatt, másszóval kisebb csatornakapacitás is elegendő ugyanazon információmennyiség továbbításához. (Csatorna lehet pl. telefonvonal.)

Hullámformák - másként egyváltozós függvények - reprezentálására különféle numerikus módszerek léteznek. Ilyen célra használhatók a különböző Fourier sorok is (1,2). Ekkor szükséges azonban az EKG jel megfelelő kezdő- és végpontját rögzíteni, ami gyakorta igen nehéz.

Egy másik közelítése a feladatnak a skaláris adaptív redukálás. Ilyen megoldásokat széles körben alkalmaznak a rádió-táv-méréseknél az idő, mint független változó skalár függvényének redukálására (3). Olyan digitális információ redundanciájának csökkentésére, ahol az egyes bitek előfordulási valószínűsége változik (4) ír le kódoló eljárásokat. Más vizsgálatok digitális jelek feldolgozásán alapulnak, és csak a jelváltozásokat rögzítik, bizonyos feltételek teljesülése esetén itt is lehetséges a redukálás (5,6).

Az alább ismertetésre kerülő technika a skaláris adaptív redukáló módszerek általánosítása. A javasolt módszerek főként EKG adatok tömörítésére szolgálhatnak. Nem foglalkozunk a redukált adatok és a transzformált mintavételi idők távátvitelével. Ugyancsak mellőzzük a csatorna kihasználási (távközlés) és a hardware problémák tárgyalását. Későbbi munkák fognak erről beszámolni. E dolgozat csak a redukálási módszereket és az azokhoz kapcsolódó problémákat (pontosság, stb.) tárgyalja.

## 2. A feladat megfogalmazása

$n$  elvezetésben párhuzamosan regisztrált EKG jelek a  $t$  idő vektoriális függvényét alkotják.

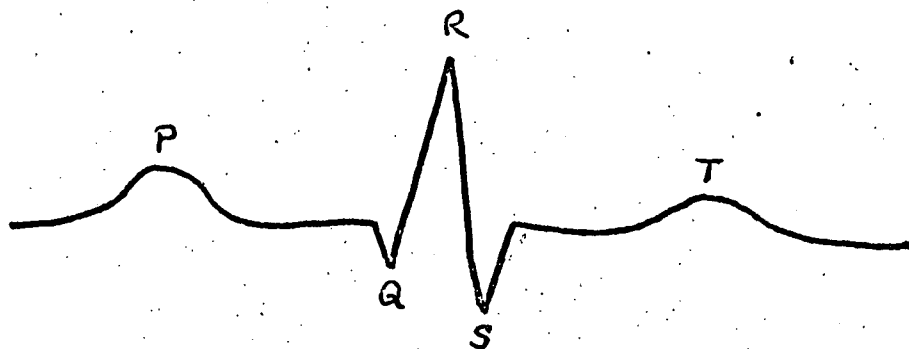
$$f(t) = (f_1(t), \dots, f_n(t)), \quad 0 \leq t \leq T.$$

Nyilvánvaló, hogy  $t$  nem a "legkedvezőbb" változó az EKG gazdaságos leírására. Pontosabban, az  $f(t)$  függvény többnyire zérussal egyenlő T-P időintervallumban (kivéve az U vagy más hullám esetleges jelenlétét), és ugyanakkor nagyon lassan változik más intervallumokban is (P, S-T, T). A leggyorsabb változás a QRS komplexumban található (1. ábra). Mindez azt jelenti, hogy a vektorkardiografikus hurok legtöbb pontja vagy a koordináta rendszer origójában, vagy más adott pontjában helyezkedik el (lásd a 2. ábra sűrűsödési helyeit). A terminológia igazolása végett megjegezzük, az  $f(t)$  a vektoriális EKG (továbbiakban VEKG) paraméteres reprezentálása, azaz az EKG nem más, mint az időfüggetlen VEKG explicit formája. Kíváncsnak bizonyul a  $t$  helyettesítése, valamilyen kedvezőbb változóval, legyen ez  $s = s(t)$ . Legyen  $s(t)$  a VEKG hurok relatív hossza:

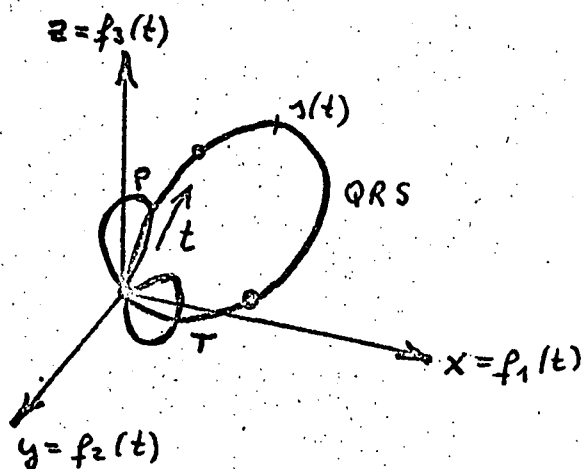
$$s(t) = \int_0^t \left| \frac{d}{dt} f(t) \right| dt = \int_0^t \sum_{i=1}^n |f_i(t)| dt.$$

Igy az eredeti skaláris EKG helyett egy a 3. ábrán bemutatott jel-formát kapunk (az amplitudók nem változnak), és hasonlóan a VEKG is tömörített, habár a hurok alakja nyilvánvalóan nem változik.





1. ábra

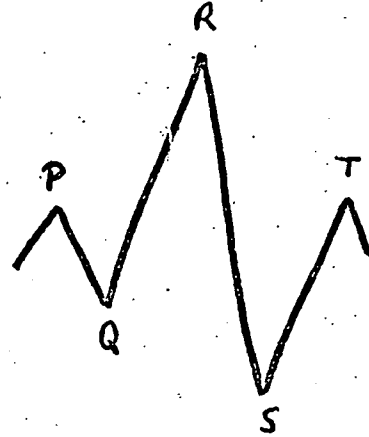


2. ábra

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy a (7) által és itt közölt módszer egy párhuzamos redukálás, amely szimultán rögzített elvezetésekkel dolgoz fel, szemben azon eljárásokkal, amelyek az egyes elvezetések egymás után, időben szekvenciálisan redukálják (3,4,5,6).

### 3. Algoritmusok

Az általunk feldolgozott EKG digitalizált formában áll rendelkezésünkre. Kétfajta adattömörítést alkalmaztunk, az ún. zérus- és elsőrendűt. Mindegyiknek több változata létezik. A kapcsolódó matematikai elméletet a 4. pont tartalmazza. Legyen egy eléggé kicsi, nem negatív valós állandó. Legyen  $f(h)$  a VEKG valamely kiválasztott pontja és  $f(h+s)$  a következőnek választott pont úgy, hogy teljesüljön az alábbi kritériumok valamelyike:



3. ábra

#### A. Zérus-rendű abszolútérték kritérium:

$$\max_i |f_i(h+k) - f_i(h)| < \varepsilon \leq \max_i |f_i(h+s) - f_i(h)|, \\ k=1, \dots, s-1,$$

#### B. Zérus-rendű négyzet-összeg kritérium:

$$\sum_{i=1}^n [f_i(h+k) - f_i(h)]^2 < \varepsilon^2 \leq \sum_{i=1}^n [f_i(h+s) - f_i(h)]^2, \\ k=1, \dots, s-1$$

Az elsőrendű kritériumok leírása céljából további definíció szükséges.

Legyen  $f(h-l)$  az  $f(h)$ -t megelőzően választott pont. Ekkor a következő  $f(h+s)$  pontot az alábbi egyenlőtlenségek valamelyike alapján határozhatjuk meg:

C. Elsőrendű abszolútérték kritérium:

$$\max_i \left| f_i(h+k) - f_i(h) - k \frac{f_i(h) - f_i(h-l)}{l} \right| < \varepsilon \quad /1/$$

$$\max_i \left| f_i(h+s) - f_i(h) - s \frac{f_i(h) - f_i(h-l)}{l} \right| \geq \varepsilon$$

$k=1, \dots, s-1$

D. Elsőrendű négyzet-összeg kritérium:

$$\sum_{i=1}^n \left[ f_i(h+k) - f_i(h) - k \frac{f_i(h) - f_i(h-l)}{l} \right]^2 < \varepsilon^2$$

$$\sum_{i=1}^n \left[ f_i(h+s) - f_i(h) - s \frac{f_i(h) - f_i(h-l)}{l} \right]^2 \geq \varepsilon^2$$

$k=1, \dots, s-1$

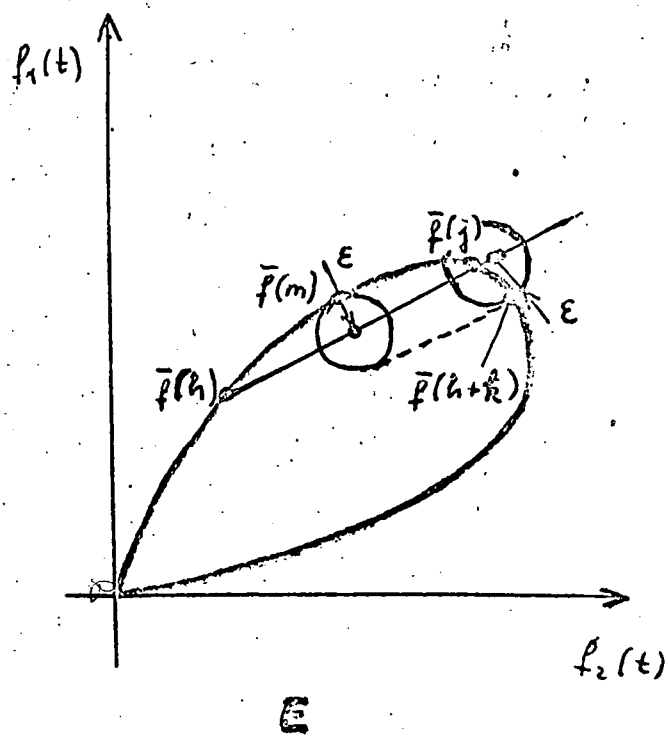
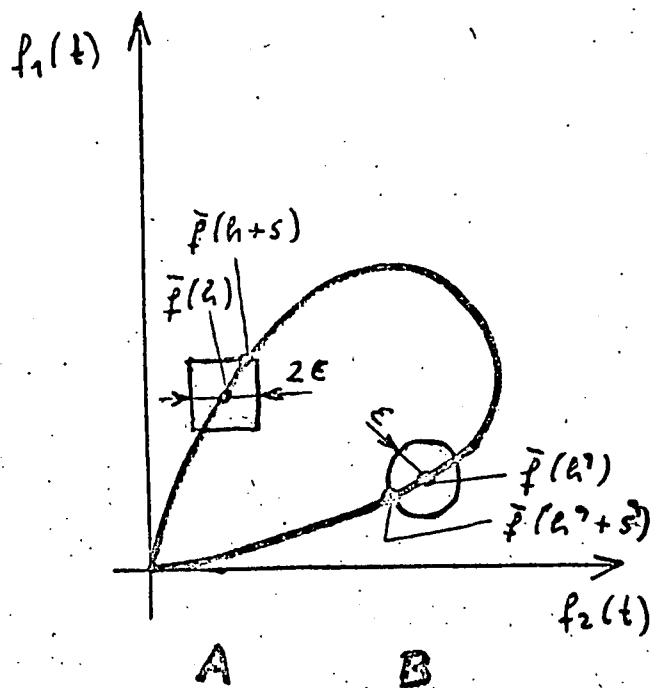
E. Elsőrendű optimális abszolútérték kritérium:

$f(h)$  után a következő választott pont  $f(h+k)$ , ha bármely  $j$ -re,  $h < j < h+k$ . C kritérium érvényes, amennyiben  $h$ -t  $j$ -vel és  $(h-l)$ -et  $h$ -val helyettesítjük az /1/ egyenlőtlenségben, és létezik olyan  $m$ ,  $h < m < j$ , hogy

$$\max_i \left| f_i(m) - f_i(h) - (m-h) \frac{f_i(j) - f_i(h)}{j-h} \right| \geq \varepsilon \quad /2/$$

F. Elsőrendű szuboptimális abszolútérték kritérium:

ez pontosan az E kritérium második fele, azaz  $j$ -t helyettesítsük  $(l+k)$ -val a /2/ egyenlőtlenségben. Néhány további kifejlesztett kritérium kisebb jelentőséggel bír. A 4. ábra két-dimenziós esetben illusztrálja az A, B és E esetet ( $n=2$ ).



fibra

Megjegyezzük, hogy az abszolútérték kritériumban (A) és a négyzetösszeg kritériumban (B) használt  $\epsilon$ -ok között az alábbi összefüggés áll fenn:

$$\epsilon_B = \left( \frac{6}{\pi} \right)^{1/3} \epsilon_A.$$

Az adattömörítés foka legyen:

$$K = \frac{x(n+1)}{Zn} \quad /3/$$

ahol  $n$  az EKG elvezetések száma,  $(n+1)$  ugyanez megnövelve egy a kiválasztott pontok idő-indexeit hordozó információsorozattal,  $Z$  az eredeti EKG jel mintavételezés utáni pontjainak száma,  $x$  a redukálás után visszamaradt mintavett pontok száma.

$K$  értéke vagy ennek reciproka  $R = 1/K$  függ értékétől,  $R = R(\epsilon)$ . Az adattömörítés akkor hatékony, ha  $K < 1$ .

Néha  $\epsilon = 0$  esetben is elérhetünk gazdaságos adattömörítést. Ez információ-vesztés nélküli redukció, azaz az eredeti EKG hiba nélkül rekonstruálható.

A redukált adatokból a teljes EKG visszanyerésére az alábbi algoritmusok szolgálhatnak, a rekonstruált EKG bizonyos hibával követi az eredetit:

1. Zérus-rendű rekonstrukció, amely csak A és B esetben használható:

Legyen  $\hat{f}_i(v)$  a becsült érték az ismert  $f_i(h)$ ,  $h < v$ , és

$f_i(k)$ ,  $k > v$  segítségével. Ekkor

$$\hat{f}_i(v) = f_i(h), \quad v = h+1, \dots, k-1, \\ i = 1, \dots, n.$$

2. Első-rendű rekonstrukció bármely kritérium esetén az előbbi feltételek mellett:

$$\hat{f}_i(v) = f_i(h) + (v-h) \frac{f(k) - f(h)}{k-h} \quad .$$

#### 4. Elméleti összefüggések

Legyen  $f(t)$  a  $t$  idő, mint független változó vektor-függvénye:

$$f(t) = f_1(t), \dots, f_n(t) \quad , \quad 0 \leq t \leq T$$

ahol  $f(t)$ -nek  $i$ -edik komponense ;  $f_i(t)$  a  $t$  független változó skalár függvénye.

Reprezentálja a  $f(t)$  függvényt a  $f(0), f(\Delta t), f(2 \Delta t), \dots, f(l \Delta t), \dots$  mintavételi sorozat, ahol  $\Delta t = \delta$  a mintavételi lépésköz.

Ez azt jelenti, hogy memorizálnunk kell a  $f(t)$  függvényt a megfelelő időpontokban:

$$t_l = \delta l \quad ; \quad l = 0, 1, 2, \dots; \quad l \leq T/\delta + 1.$$

Ezért egy olyan memória szükséges, amelynek mérete közelítőleg  $nT/\delta$  nagyságu.

Legyen  $\varphi(s)$  egy másik független változó ( $s$ ) vektoriális függvénye

$$\varphi(s) = ( \varphi_1(s), \dots, \varphi_n(s) ) \quad , \quad 0 \leq s \leq S$$

ahol  $\varphi_i(s) = f_i(t(s))$  és  $t = t(s)$   $s$ -nek nem csökkenő skalár függvénye úgy, hogy  $t(0) = 0$  és  $t(S) = T$ .

Reprezentálja a  $\varphi(s)$  és a  $t(s)$  függvényeket a következő két mintavételi sorozat:

$$\begin{aligned} &\varphi(0), \varphi(\Delta s), \varphi(2 \Delta s), \dots, \varphi(k \Delta s), \dots \\ &t(0), t(\Delta s), t(2 \Delta s), \dots, t(k \Delta s), \dots \end{aligned}$$

ahol  $\Delta s = \delta$  a mintavételi lépésköz. Ez azt jelenti, hogy most a  $\varphi(s)$  és  $t(s)$  függvények értékeit kell a megfelelő időpontokban memorizálni,

$$s_k = \delta K; \quad K = 0, 1, 2, \dots; \quad K \leq S/\delta + 1.$$

Ezért egy  $(n+1) S/\delta$  nagyságu memória szükséges. Az, hogy a korábban használt  $t$  független változó helyett az  $u_j$   $S$  független változót bevezettük, lehetővé teszi a memorizálandó adatok  $R$ -szeres redukálását, eszerint

$$R = \frac{n T / \delta}{(n+1) S / \delta} = \frac{n T}{(n+1) S}.$$

Legyen a tetszőleges  $x = (x_1, \dots, x_n)$  és  $y = (y_1, \dots, y_n)$  közötti távolság  $\rho(x, y)$ . Használjuk az alábbi definíciót:

$$\rho(x, y) = z_p(x, y) \equiv \left[ \sum_{i=1}^n |x_i - y_i|^p \right]^{1/p}$$

és

$$\lim_{p \rightarrow \infty} z_p(x, y) \equiv z_\infty(x, y) = \max_i |x_i - y_i|.$$

Ekkor az  $x = (x_1, \dots, x_n)$  vektor normája:

$$\|x\|_p = z_p(x, 0)$$

és

$$z_p(x, y) = \|x - y\|_p.$$

Tegyen eleget a választott  $t = t(s)$  függvény az alábbi előfordulási gyakoriságot tartalmazó követelménynek:

$$\rho(\varphi(s_k), \varphi(s_{k+1})) \leq \varepsilon.$$

Ez az egyenlőtlenség zérus-rendű redukáló eljárások esetén érvényes (lásd 3. pont).

Ha  $\delta$  elég kicsi ( $\delta \rightarrow 0$ ) és  $\|\dot{f}(t)\|_p \leq M < \infty$ , akkor az

előbbi egyenlőtlenség a következővel helyettesíthető:

$$S(\varphi(s_k), \varphi(s_{k+1})) = \varepsilon$$

ahol  $\varepsilon \rightarrow 0$ , de  $M = \varepsilon/\delta$  pozitív állandó.

Nyilvánvaló, hogy  $R$  akkor minimális, ha  $\|\dot{\varphi}(t)\|_p = M = \varepsilon/\delta$ .

Ezek után folytonos esetben igen könnyű  $R$  koefficiens értékét megbecsülni (lásd ugyancsak 3. pont).

Mivel

$$\int_0^T \|\dot{f}(t)\|_p dt = \int_0^S \|\dot{\varphi}(s)\|_p ds = \int_0^S M ds = MS,$$

a következő eredményt kapjuk:

$$R = \frac{n}{n+1} \frac{\varepsilon/\delta}{\frac{1}{T} \int_0^T \|\dot{f}(t)\|_p dt} = \frac{n}{n+1} \frac{\varepsilon/\delta}{(\|\dot{f}\|_p)_a} \quad /4/$$

ahol

$$(\|\dot{f}\|_p)_a = \frac{1}{T} \int_0^T \|\dot{f}(t)\|_p dt$$

az  $\|\dot{f}(t)\|_p$  értékének  $0 \leq t \leq T$  időintervallum fölötti átlagolásából származik. Azt mondhatjuk, hogy az adatot tömörítettük, ha  $R > 1$ .

Nyilvánvaló, hogy minden  $f(t)$  függvényre létezik egy olyan  $\varepsilon_0$ , hogy ha  $\varepsilon > \varepsilon_0$ , akkor  $R > 1$  és :



$$\xi_0 = \frac{1 + 1/n}{\delta T} \int_0^T \|\dot{f}\|_p dt .$$

Érdekesség, hogy  $\xi \rightarrow 0$  ( $\delta \rightarrow 0$ ,  $\xi = M \delta \rightarrow 0$ ) esetben is kapunk redukálást ( $R > 1$ ). Ez az  $f(t)$  görbe megfelelően kicsi meredekségeinek tudható be (az  $\|f\|_p$  norma értelmében a görbe derivált értéke  $\dot{f}(t)$ ). Valóban

$$\lim_{\xi \rightarrow 0} R = \frac{n}{n+1} \frac{M}{\|f\|_p} .$$

Mindez azt tükrözi, hogy kellően jó  $f(t)$  függvény esetén igen hatékony, hibamentes redukciót érhetünk el ( $\xi = 0$ ).

A származtatott képletek több szempontból is igen hasznosak. Többek között különféle adattömörítő eljárások összehasonlítására is szolgálhatnak. Az egyik legyen az e dolgozatban ismertetett vektoriális adaptív módszer, a másik a skaláris adaptív változat. Utóbbi esetben, mint említettük, a vektor függvény  $f_i(t)$  komponenseit ( $i = 1, 2, \dots, n$ ) egymástól függetlenül redukálják:

$$\varphi_i(s) = f_i(t_i(s)) , \quad 0 \leq s \leq S_i ,$$

ahol  $t_i(s)$   $s$ -nek különböző függvényei, és

$$S_i = \frac{1}{MT} \int_0^T |\dot{f}_i(t)| dt , \quad M = \epsilon' / \delta$$

Ezek szerint  $|\varphi_i(s_{k+1}) - \varphi_i(s_k)| = \epsilon'$

Az utóbbi módszer esetén

$$2 \frac{S_1 + \dots + S_2}{\delta}$$

számot kell memorizálni.

Igy a megfelelő redukálási koefficiens:

$$R' = \frac{n T}{2(S_1 + \dots + S_n)} = \frac{1}{2} \frac{\varepsilon'/\delta}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{T} \int_0^T |\dot{f}_i| dt}.$$

Mind elméleti, mind gyakorlati szempontból érdekes  $R$  és  $R'$  értékeit összehasonlítani. Ezek aránya legyen  $\chi_n = R/R'$ , amely a komponensek számának ( $n$ ) függvénye.

Nyilvánvaló, hogy bármely  $f(t)$  függvényre  $\chi_1 = 1$ . Általános esetben ( $n \geq 2$ )

$$\chi_n = \frac{\frac{n}{n+1} \frac{\varepsilon/\delta}{(\|\dot{f}\|_p)_a}}{\frac{n}{2} \frac{\varepsilon'/\delta}{\sum_{i=1}^n (\|f_i\|)_a}}$$

Tekintsünk két példát.

Legyen  $p=1$ . Ekkor  $(\|\dot{f}\|_1)_a = \sum_{i=1}^n (\|\dot{f}_i\|)_a$ , és a  $\delta' = \varepsilon/n$

egyenlőség bármely  $f_i(t)$  komponens esetén mindkét módszernél átlagosan azonos leírási pontosságot eredményez. Így

$$\chi_n = \frac{2n}{n+1}$$

Ezért a  $\|\cdot\|_1$  normával jellemzett vektoriális módszer kedvezőbb a skaláris adaptívval szemben. A komponensek  $n$  számával ez az előny csak növekszik.

Tekintsük a következő példát.

Legyen  $f_i(t) = \sin(2\pi t + \alpha_i)$ ,  $i = 1, \dots, n$ ,  $0 \leq t \leq 1$ .

Bizonyítható, hogy  $\chi_n$  függ  $\alpha_1, \dots, \alpha_n$  fázis értékektől, és az is, hogy  $\alpha_1, \dots, \alpha_n$  tetszőleges halmazára a következő egyenlőtlenség érvényes:

$$\chi_n \min \leq \chi_n(\alpha_1, \dots, \alpha_n) \leq \chi_n \max$$

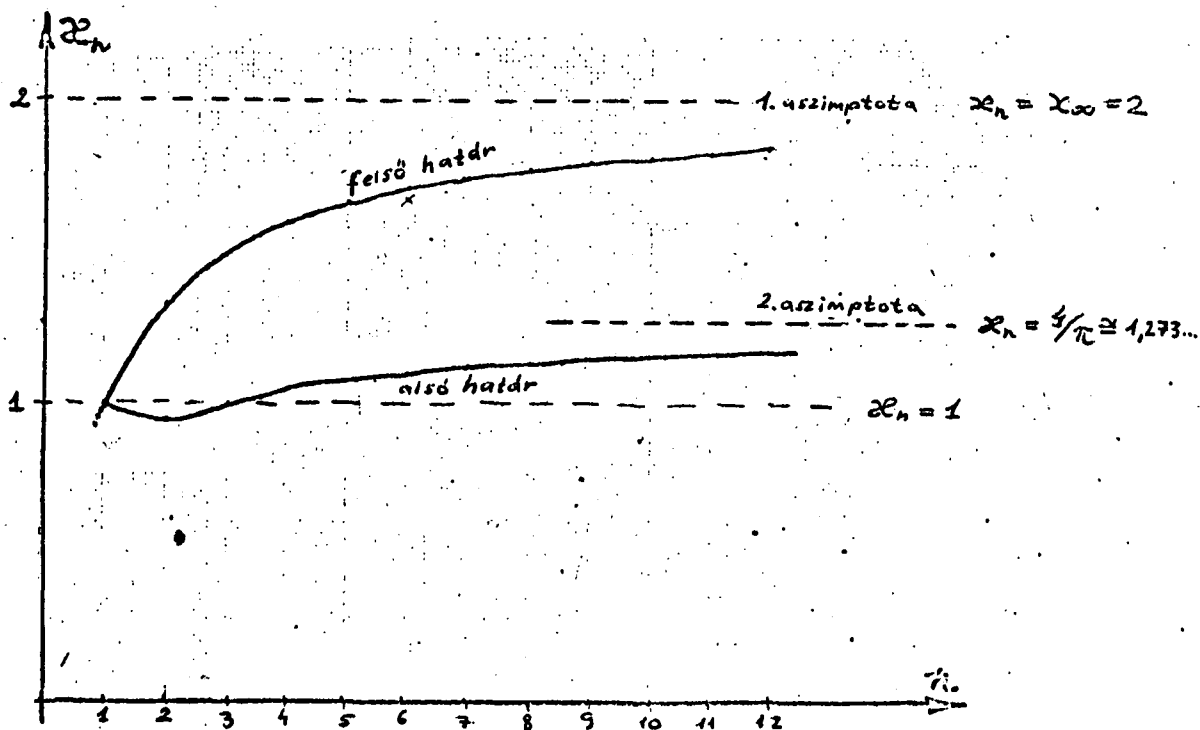
a felső határ:  $\chi_n \max = \chi_n(0, \dots, 0) = \frac{2n}{n+1}$

az alsó:

$$\begin{aligned} \chi_n \min &= \chi_n(0, \pi/2n, 2\pi/2n, \dots, (n-1)\pi/2n) = \\ &= \frac{2 \operatorname{cosec} \frac{\pi}{2n}}{n+1}, \end{aligned}$$

ahol  $\operatorname{cosec} x = 1/\cos x$ .

Mindkét példát az 5. ábrán szemléltetjük.



5. ábra

## 5. Kísérleti eredmények

Az elméleti matematikai megfontolások felfedték a vektoriális adaptív módszer előnyét az általánosan használt skáláris redukálási eljárásokkal szemben, hisz az utóbbi ugyanannak a vektornak a vektoriális módszer által párhuzamosan feldolgozott komponenseit használja fel egymás után (szekvenciálisan). Kísérleteinket CII-10010 típusú számítógépen végeztük el. A már digitalizált formában rendelkezésünkre álló EKG jelek tömörítésére a 3. pontban leírt kritériumokat alkalmaztuk. Az EKG jeleket A-B-C típusú, ortogonális rendszerben vettük fel (8). Így eredményeink alapja nem más, mint számítógépes software programok. Utalunk rá, hogy ez nem az egyetlen lehetséges és leggazdaságosabb adattömörítő módszer. Jobb megoldás, ha hardware berendezést használunk, célszerűen beépítve az analógdigitális átalakítás folyamatába, vagyis a mintavételi frekvencia a bemenő analóg EKG jel függvényében változik. A számítógép kihasználása is kedvezőbb ez esetben.

Az eredeti EKG jeleket 308 Hz frekvenciával mintavételeztük. Az e dolgozatban bemutatott kísérleti példák ugyanazon páciens esetében kapott eredményeket tükrözik. Az adatok majdnem egy teljes EKG periódust tartalmaznak, kivéve a T-P izoelektikus intervallum egy részét. Az EKG időben legjobban változó szakasza, a P-QRS-T rész teljes egészében feldolgozásra került. Végül is e részre elvezetésenként 220 mintavett értéket kaptunk.

A 7. ábra mutatja a redukált EKG-t, a 8. ábra a rekonstruáltat (e redukáló algoritmus és elsőrendű rekonstrukció esetén).

A 9. ábra az redukálási pontosság kísérletileg kapott függését mutatja a redukálás  $K$  mértékétől (koefficiens) mindegyik algoritmus esetében (A, B, ...). Az elméletileg kapott  $/4/$  összefüggést igazolón  $R \propto 1/K$ -nak lineáris függvénye. Ezért  $K = 1/R$  igen jól közelít a hiperbolához.

A leghatékonyabb redukálást az E és F kritérium biztosítja, és ezek ugyanakkor a számítási idők tekintetében is aránylag kedvezőek. A legrövidebb számítási időt az A és C kritériumok igénylik, ezek adattömörítés tekintetében is eléggé kedvezőek (9. ábra).



6. ábra

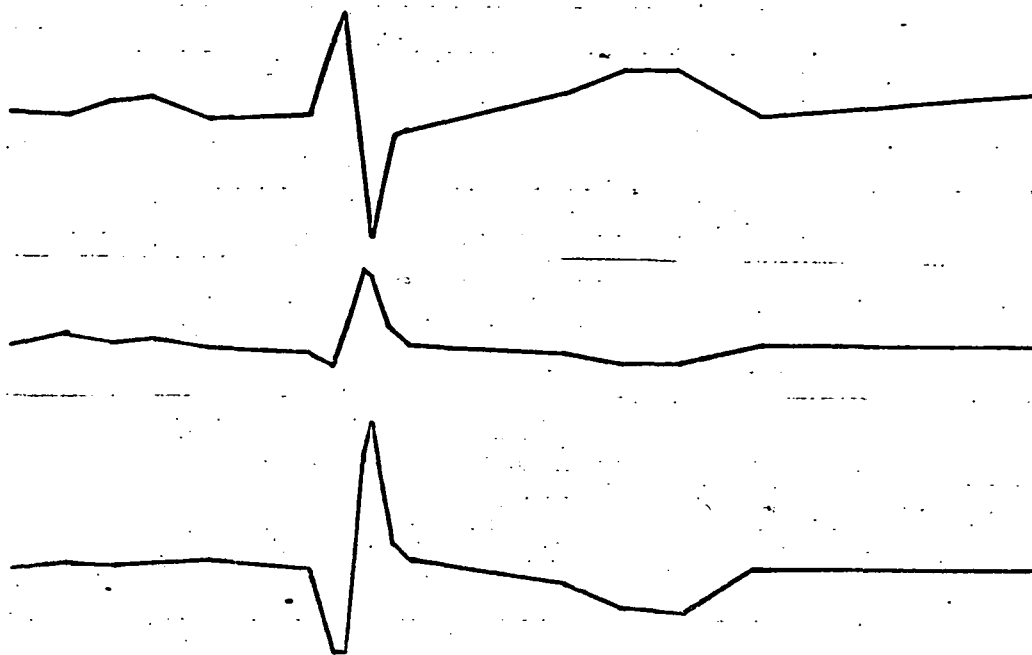
A számítógép program ALGOL-60 nyelven készült. Bizonyos, hogy alkalmasabb programozási nyelv választásával még kedvezőbb időmegtakarítás érhető el, ami gyakorlati alkalmazáskor igen hasznos.

#### 6. Összefoglaló

Az adott adatok esetében megállapíthatjuk, hogy lehetséges és kedvező az EKG adatok tömörítése. Legfontosabb előnye az adattárolás gazdaságosabbá tétele. Ugyanakkor igen célszerű távközlési csatornán átvitelre szánt adatok sűrítésekor is.

Elméletileg igazoltuk, hogy lehetséges torzításmentes redukálás is. Mindazonáltal a gyakorlatban meg kell engednünk bizonyos véges hibát. Nyilvánvaló, hogy a redukáltból nyert rekonstruált és az eredeti adat között az eltérés felső határa  $\varepsilon$  (vagy egyes kritériumoknál  $2\varepsilon$ ). Minél nagyobb a megengedett eltérési hiba, annél nagyobb értékű tömörítés érhető el. Ez a mennyiségi összefüggés használható fel a megfelelő hiba választásához (lásd 9. ábra).

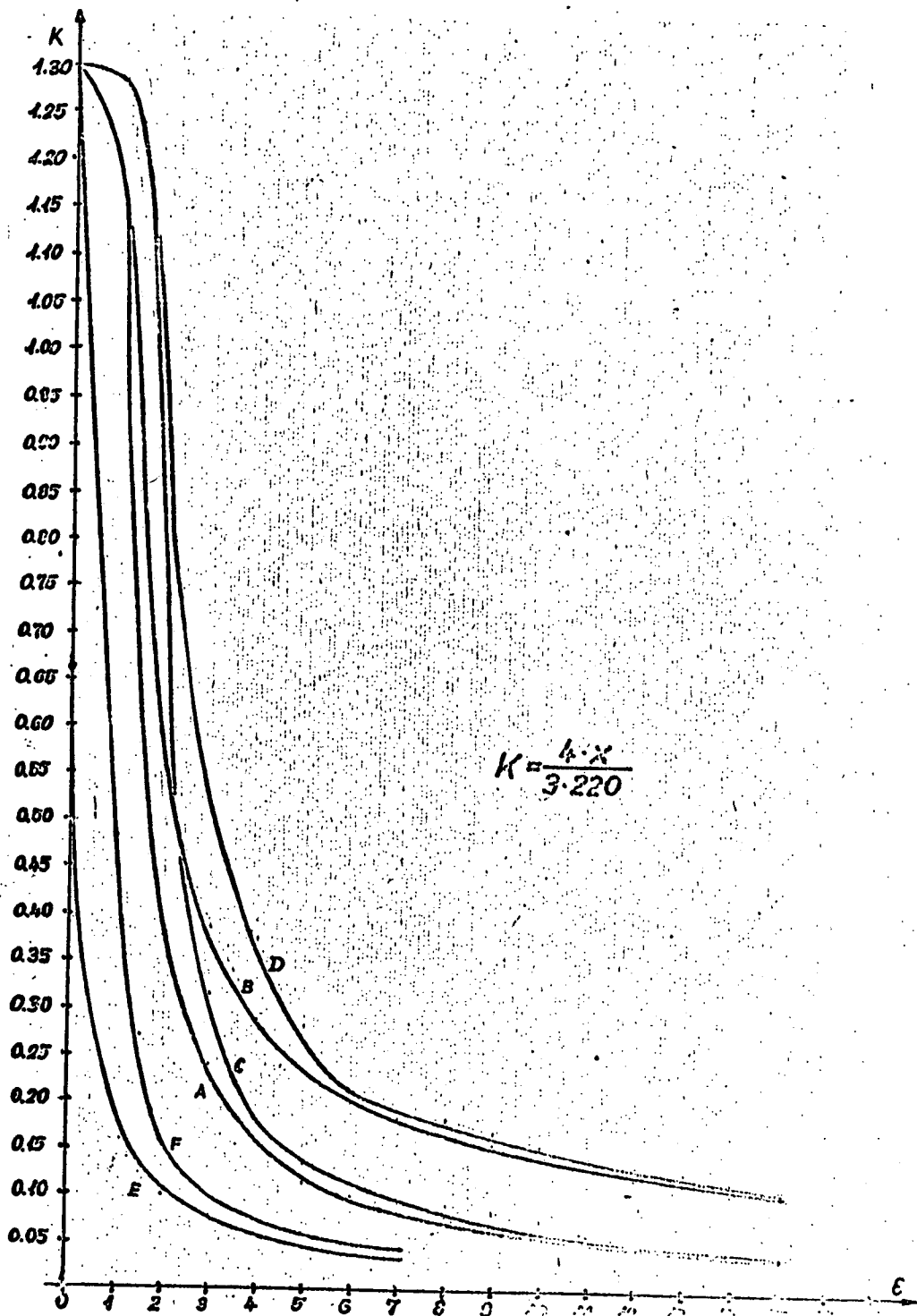
7. ábra



8. ábra

Kísérleteink alapján 1,0 és 4,0 közötti hibaértéket javasolunk használatra. A 9. ábrán  $\varepsilon = 18,0$  kvantálási szint felel meg az EKG-beli 1,0 mV feszültségnek.

10 % hibát (kb. 0,2 mV) az E és F kritérium  $K = 0,1 - 0,15$  mellett enged meg. Ez azt jelenti, hogy az eredeti adatmennyiséget annak 10-15 %-ára redukálja. A kapott eredmények kedvezőnek tűnnek egyéb EKG problémák megoldásához is, mint pl.: jellemző pontok felismerése, EKG paraméterek mérése, EKG szűrés. A rekonstruált adatok alapján az EKG jel feldolgozása és értelmezése egyszerűbbnek tűnik, mint az eredetiek alapján (vesd össze a 6. és 8. ábrát). Bizvást remélhetjük, hogy diagnosztikai veszteség nem származik ebből.



9. ábra

## 7. Következtetések

A tárgyalt vektoriális adaptív adattömörítő eljárások hasznosak az EKG feldolgozásánál, mivel tartalmazzák az egyértelmű megfeleltetést az egyes elvezetések tárolt értékei és az idő között. Ez főként a biofizika szempontjából fontos. Ugyanakkor a vektoriális módszer sokkal gazdaságosabb a skálárénál. Ezért reméljük a módszer alkalmazását a budapesti Távközlési Kutató Intézetben kifejlesztésre kerülő számítógépes EKG-feldolgozási rendszer keretein belül (9, 10). Ezt a munkát a szovjet-magyar tudományos együttműködés keretében végzik.

Köszönettel tartozunk munkatársainknak, különösen dr. Németh Józsefnek az orvosi problémák megoldásában, Székely Endrének szakmai konzultációkért és Kukoricza Liviának a számítógépes futtatások során nyújtott hasznos segítségükért.

## Irodalom

- (1) Young, T.Y., Huggins W.H.: On the representation of electrocardiograms. IEEE Trans., 1963, BME-10, 3, 86.
- (2) Horan, L.G., Flowers N.C., Brody D.A.: Principle factor waveforms of the thoracic QRS complex. "Circulation Res.", 1964. 15, 131.
- (3) Proceedings of the IEEE, 1967, 55, 3.
- (4) Huffman, D.: A method for the construction of minimum redundancy codes. Proc. Inst. Radio Engrs., vol. 40., Sept. 1952.
- (5) Ballering: Ein Verfahren zur Verringerung des Aufwandes in digitalen Übertragungssystemen. Dissertation, T.H.Aachen, 1968.



- (6) Zywiets, Chr.: A method for the digital recording and telephon transmission of ECG data. Proc. XII th. Int. Colloquium Vectorcardiographicum. (Brussels, Aug. 4.-7., 1971.) Bruxelles, 1972.
- (7) Trunov, V.G., Shakin V.V. in: "Teorija i praktika avtomatizacii elektrokardiologicseszkijh iszledovanij". Moszkva-Puscsino, 1973.
- (8) Trethewie, E.R. Atlas of ABC electrocardiography. Karger, Basel-New York, 1968.
- (9) Bak J., Kobzos L., Gulyás O.: Elektrokardiogramok automatikus kiértékelése. "Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alk. az orvostudományban és a biológiában" 2. kollokvium, Szeged, 1971.
- (10) Bak J. és mtsai.: Az OKI-TKI kisszámítógépes kísérleti EKG rendszere. TKI Intézeti Tanulmány, 1973.

/

SZTA Információközlési Problémák Intézete, Moszkva és Távközlési Kutató Intézet, Budapest

Egy algoritmus az elektrokardiológia inverz problémájához

V.V. Shakin

1. Bevezetés

Az elektrokardiológiában széles körben használatosak különféle matematikai modellek. Ezen modellek többnyire intuitív ismereteken alapuló, szigorú kvantitatív formába öntött kifejezések. Amennyiben ismeretes a szív bioelektromos működését leíró matematikai apparátus, lehetőség nyílik új számítási eljárások kifejlesztésére EKG feldolgozás és interpretálás céljából. Ezek a módszerek várhatóan hasznosabbak, szemben azokkal az egyszerű statisztikaiakkal, amelyek figyelmen kívül hagyják a szív biofizikáját.

2. Egyenes és inverz problémák

Azon matematikai modellnek, amelyet elektrokardiografikus alkalmazás céljából az elektrokardiológia felhasznál az a feladata, hogy összefüggést keressen a szív elektromos jelenségei, a test elektromos vezető tulajdonsága és az EKG között. Ez utóbbi közvetlen kapcsolatban van a testfelület potenciáljaival.

Általánosan az ilyen modell leírható operátorok kapcsolatával:

$$zg = u, \quad /1/$$

ahol  $u$  a test egy részterülete potenciáljainak matematikai leírása, azaz az EKG,  $g$  egy elektromos szivgenerátor, azaz a szívbeli elektromos forrás egy része,  $z$  a Schmitt-féle transzfer impedancia operátor, ami azonos a McFee-féle vezetőmező operátorával.

A fenti egyenlettel /1/ kapcsolatos különböző elektrokardiológiai problémákat az alábbi táblázat foglalja össze.

	Egyenes feladat	Inverz feladat	
		Járolékos l.f.	Fő l.f.
Ismert adat	$z, g$	$u, g$	$z, u$
Keresett adat	$u$	$z$	$g$
A feladat lényege	EKG szimulálás	Transzformátor imped. mérés	EKG interpretálás
A feladat megoldása	$u = z g$	$z = u \cdot \frac{1}{g} = u g^{-1}$	$g = \frac{1}{z} u = z^{-1} u$

E dolgozat a Fő Inverz feladat (Fő l.f.) címmel jelzett problémával foglalkozik. A cél: az /1/ összefüggés alapján EKG-ból rekonstruálni a szív elektromos generátorait, feltéve, hogy a transzfer impedancia adott. Ezáltal mind az egyenes, mind a járolékos inverz feladatot megoldhatónak tekinthetjük.

Szükséges hangsúlyozni, hogy sok tekintetben a fő inverz feladat tekinthető a legnehezebbnek. Elég, ha csak arra utalunk, hogy akár az EKG, akár a transzfer impedancia csak bizonyos hibával mérhető. Épp ezért csak a kellően stabilis inverz megoldás fogadható el. Ehhez minden elérhető a priori adatra szükségünk van. A szív bioelektromos jelenségeinek természete következtében ilyen adatok a lehetséges megoldásokat nagyban korlátozzák.

### 3. Alapvető integrálösszefüggés

Fejezzük ki pontosabban az /1/ operátoros összefüggésben használatos  $u, g, z$  matematikai objektumokat. Használjuk a következő jelöléseket:

$H$  a sziv ingerelhető térfogattartománya és  $p$  egy  $H$ -beli pont, azaz  $p \in H$ ,

$\Gamma$  a  $H$  tartomány határa,

$L$  a test külső felülete, és  $q$  azon egy pont,  $q \in L$ ,  
 $t$  egy időpillanat,

$u$  a testfelület potenciál-eloszlása, amely a térbeli  $q$  és az időbeli  $t$  változó függvénye,  $u = u(q, t)$ ,

$\bar{Z}$  a Schmitt-féle vektoriális transzfer impedancia, amely két térbeli változó,  $q$  és  $p$ , vektor-függvénye  $\bar{Z} = \bar{Z}(q, p)$ ,  
 $\bar{g} = \bar{g}(p, t)$  a szivbeli dipólus források sűrűsége.

Ezen függvények alkotják az alábbi összefüggést, ezt nevezzük alapvető integrálösszefüggésnek:

$$\iiint_H \bar{Z}(q, p) \cdot \bar{g}(p, t) dp = u(q, t) . \quad /2/$$

Az egyenlet baloldala a  $H$  térfogat felett értelmezett háromdimenziós integrál.

Felvetődik a kérdés, vajon lehetséges-e bizonyos feltételek teljesítése esetén egyszerűsíteni e háromdimenziós modellt olyan kétdimenziós folytonos modellre, amelynek alapja két egyforma síkréteg.

#### 4. Egyszerűsítések

A sziv elektromos állapotának leírása nyilvánvalóan a membrán akciós potenciáljának felhasználásával történhet. Legyen  $\varphi$  a  $t$  időpillanatbeli  $p \in H$  ponthoz tartozó transzmembrán potenciál. Így  $\varphi$  a térbeli  $p$  és az időbeli  $t$  változók függvénye. A  $\varphi$  transzmembrán potenciál meghatározott kapcsolatban áll a sziv elektromos dipólus forrásaival. Pontosabban, hivatkozva Plonsey-re (1), a források arányosak a transzmembrán akciós potenciál negatív gradiensével:

$$\bar{g} = -\chi \nabla \varphi \quad /3/$$

ahol  $\chi$  egy pozitív állandó,  $\nabla = \bar{i} \frac{\partial}{\partial x} + \bar{j} \frac{\partial}{\partial y} + \bar{k} \frac{\partial}{\partial z}$  a nabla-operátor, azaz gradiens operátor.

Feltételezzük a miokardium elektronos vezetőképességének homogenitását. Ez azt jelenti, hogy a II tartományban a transzfer impedancia divergenciája zérus:

$$\nabla \cdot \bar{Z} = 0. \quad /4/$$

Kimutatható, hogy a /3/ és /4/ feltételek teljesülése esetén a háromdimenziós térbeli szivgenerátor helyettesíthető egy vele ekvivalens, sokkal egyszerűbb kétdimenziós generátorral. Ez egy kétrétegű alakzat, amely a sziv ingerelhető tartományának felületére terjed ki.

A következő integrál kifejezés ezt a tényt tükrözi:

$$\iint_{\Gamma} K(q,p) \varphi(p,t) dp = u(q,t), \quad /5/$$

ahol  $K(q,p)$  a kétdimenziós modell skaláris átviteli függvénye.

$$K(q,p) = - \chi \bar{Z}(q,p) \cdot \bar{n}(p),$$

ahol  $\bar{n}(p)$  a  $\Gamma$  felület külső normálisa.

Az /5/ egyszerűsített kifejezésben a  $\Gamma$  felületen csak kétdimenziós integrálást kell végrehajtani, s nem háromdimenziósat, mint a /2/ alapegyenletben.

Ilyen kétrétegű modell-koncepciót sikeresen alkalmazott az egyenes probléma megoldására Baum és Dubrovin (3) Lacombe, Ducimetiere és d'Alche (2).

##### 5. Inverz feladat megoldása folytonos kétrétegű esetre

Az alcímben említett megoldás az elsőfajú Fredholm integrál egyenletből nyerhető, amelynek alakja teljesen azonos az /5/ összefüggéssel. Az /5/ integrálegyenlet egyetlen és stabilis megold-

dása érdekében felhasználhatók a már korábban publikált számítási eljárások (4,5). Ezen módszerek egyszerű radar modellek inverz megoldására készült számítógépes programok.

E módszerek alapján az /5/ egyenlet  $K(q,p)$  magja az alábbi módon sorba fejthető:

$$K(q,p) = \sum_{i=1}^{\infty} \alpha_i(p) \lambda_i \beta_i(q), \quad p \in \Gamma, \quad q \in L$$

ahol  $\alpha_i = \alpha_i(p)$  és  $\beta_i = \beta_i(q)$  függvény, továbbá  $\lambda_i$  értéke a következő feltételeknek tartozik eleget tenni:

$$\iint_{\Gamma} \alpha_i \alpha_j dp = \iint_L \beta_i \beta_j dq = \begin{cases} 1, & i = j \\ 0, & i \neq j \end{cases}$$

és

$$\infty > \lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq 0$$

Az inverz folytonos, most már rendezett megoldás a következő:

$$\varphi_m = \varphi_m(p, t) = \sum_{i=1}^m \frac{\alpha_i(p)}{\lambda_i} \iint_L u(q, t) \beta_i(q) dq,$$

az  $m$  véges egészszám aszerint választandó, hogy a megoldás bizonyos kívánalmaknak megfelelően, kellően stabilis legyen.  $\varphi_m$  a sziv ingerelhető felületének  $\varphi$  transzmembrán potenciálját legkisebb négyzetek elve alapján közelítőfüggvénye. Nyilvánvaló a kérdés: a szívtérfogat elektromos forrásai rekonstruálhatók-e a kapott eredményből?

A válasz igenlő, ha figyelembe vesszük az ingerhullámok terjedésének természetét.

#### 6. Ingerhullámok terjedési természete

Feltételezzük, hogy az ingerhullámok terjedése a szív H ingerelhető tartományában eleget tesz a háromdimenziós hullám-egyenletnek:

$$\frac{\partial^2 \varphi}{\partial t^2} = v^2 \nabla^2 \varphi, \quad /6/$$

ahol  $v$  hullámsebesség nem azonos az egész  $H$  tartományban. Feltételezzük továbbá, hogy a transzmembrán akciós potenciál egész  $H$ -ban azonos:

$$\varphi = \varphi(p, t) = f(t - \tau(p)), \quad /7/$$

ahol  $f = f(t)$  a transzmembrán akciós potenciál jólismert, tipikus hullámformája,  $\tau = \tau(p)$  az ingerlési hullám időkésltetése. Ez azt jelenti, hogy a  $p$  pontba a hullám a  $\tau(p)$  időpillanatban érkezik. A feltételek leginkább a QRS-komplexusra érvényesek. Hasznos az /5/ egyenlet megoldása esetén e feltételeket, mint korlátokat figyelembe venni. Másrészt kimutatható, hogy az újabb /6/ és /7/ feltételek esetén az ingerhullám  $H$  tartománybeli  $\tau(p)$  késleltetése alapján két egyenlet állítható fel. Az első:

$$(\nabla \tau)^2 = \frac{1}{v^2}$$

eikonális egyenlet, a második pedig a Laplace egyenlet:

$$\nabla^2 \tau = 0. \quad /8/$$

/8/ szerint  $\tau$  függvény a  $H$ -ban harmonikus függvény. Így az ingerhullám késleltetése az egész tartományban rekonstruálható, feltéve, hogy a késleltetés ismert a miokardium felületén. Ez magába foglalja a /8/ egyenletre vonatkozó Dirichlet határ-problémát.

Ezek alapján, ha az ingerelhető szív-felületen ingervezetők helyezkednek el, a szív ingerelhető tartományában megbecsülhetők az elektromos források. A belső, arrythmiát okozó ingervezetők fel-tárása érdekében sokkal finomabb módszerek alkalmazása szükséges.



## 7. Következtetések

1.) A /3/, /4/, /6/ és /7/ feltételek alapján a testfelület potenciáljai segítségével becsülhető az elektromos dipólus források szívbeli eloszlása. Az említett számítási eljárások biztosítják a folytonos inverz feladat megoldását, és a mérési hibáknak megfelelően ez az egyetlen és stabilis megoldás.

2.) Az említett feltételezések elégséges feltételek abban az értelemben, hogy a folytonos térbeli inverz feladat egyetlen és stabilis megoldását biztosítják. E feltételek alkalmasak arra, hogy realisabb szükséges feltételekkel helyettesíthetők legyenek.

3.) A feladat leírt megközelítése lehetővé teszi annak megoldását digitális számítógépen, azaz a tárgyalt folytonos modellű inverz probléma diszkrét közelítő megoldását kaphatjuk így meg.

## Irodalom

- (1) Plonsey, R.: Determination of electrical sources in the heart from intracellular action potentials, in: Proc. XIIth Int. Colloquium Vectorcardiographicum (Brussels, Aug. 4-7., 1971), Bruxelles, 1972.
- (2) Lacombe, J., Ducimetiere, P., D'Alche, P.: Computer bidimensional model of the cardiac electrical activity, in: Ibid.
- (3) Baum, O.V., Dubrovin, E.D.: Fiziko-matematicheskaya model geneza elektrokardiogram, in: "Biofizika", 1971, 16.
- (4) Shakin, V.V.: On some approach for solving the inverse problem in electrocardiology, in: "New Trends in Electrocardiology", Proc. 2nd Int. Symposium on Electrocardiology. Yerevan, 1973.
- (5) Shakin, V.V.: The inverse problems associated with continual models of the heart, in: Proc. 1st Int. Congress on Electrocardiology. Wiesbaden, 1974.



KLTE Számítástudományi Tanszék, Debrecen

Számítástechnika alkalmazása genetikai vizsgálatokban, különös tekintettel a szöveti antigénekre

Rochlitz Szilveszter

Bevezetés

A szöveti antigének kutatásával mintegy tíz éve foglalkozik az Országos Vérellátó Szolgálat Debreceni Alközpontjában egy kutatócsoport - Dr. Aszódi Lili és Dr. Stenszky Ernőné vezetésével. Az e téren elért eredményeik mind hazai, mind nemzetközi vonatkozásban ismertek. Ebbe a kutatómunkába kapcsolódott be a szerző hét évvel ezelőtt. E munkában csupán a legutóbb vizsgált problémákról és megoldásukról lesz szó, mellőzve az eredmények biológiai interpretációját.

A szöveti antigének alkotják a biológia egyik legösszetettebb, legpolimorfabb rendszerét. Vizsgálatuk jelentőségét kiemeli igen fontos szerepük a transzplantációs immunológiában. A legutóbbi vizsgálatok két fő irányba mutatnak:

a.) milyen mértékben mutat megegyezést az átlagos magyar populáció más populációval a szöveti antigének rendszerét illetően,

b.) bizonyos, eddig ismeretlen eredetű betegségek megjelenésének van-e kapcsolata a beteg szöveti antigén struktúrájával.

Ezen kérdések eldöntéséhez feltétlen szükséges az egészséges magyar populáció és az adott betegségben szenvedők szöveti antigén-rendszerének megismerése és összehasonlítása.

### 1. Phenotípus megoszlás számítása

A szöveti antigének két diszjunkt halmazt alkotnak. Legyenek ezek

$$F = \{f_0, \dots, f_n\} ; \quad f_i \neq f_j, \text{ ha } i \neq j$$

$$S = \{s_0, \dots, s_m\} ; \quad s_g \neq s_h, \text{ ha } g \neq h$$

Egy ember 4 szöveti antigénnel rendelkezik:

$$\{f_i, f_j, s_g, s_h\} ; \quad f_i, f_j \in F, \quad s_g, s_h \in S$$

s ezek két locusban helyezkednek el. Az első locuson az

$$\{f_i, f_j\} \quad \text{a másodikon az } \{s_g, s_h\} \quad \text{antigén-pár.}$$

Az  $f_0$ , ill.  $s_0$  az eddig még nem ismert antigéneket jelöli.

Definíció: Az  $\{a_k, a_l\}$  antigén-pár meghatároz egy phenotípust, ha  $\{a_k, a_l\} \in F$  vagy  $a_k, a_l \in S$  relációk egyike teljesül.

Definíció: Egy antigén génfrekvenciáján a Hardy-Weinberg törvény alapján számított

$$p = 1 - \sqrt{1 - r/N} \quad /1.1/$$

értékeket értjük, ahol  $p$  az antigén előfordulásának gyakorisága egy  $N$  elemű mintában. A génfrekvencia ismeretében  $\chi^2$ -próba segítségével eldönthető, hogy két különböző populációban egy antigén előfordulási gyakorisága azonosnak tekinthető-e.

Az antigén struktúra vizsgálatának genetikai szempontból is fontos kérdése, hogy egy adott mintában a különböző phenotípusok előfordulási gyakorisága megfelel-e a Hardy-Weinberg törvény értelmében várt értéknek?

Legyen  $a_0, \dots, a_n$  az egy locuson előfordulható antigének és  $q_0, \dots, q_n$  azok génfrekvenciái. Ekkor

$$\sum_{i=0}^n q_i = 1 \quad /1.2/$$

egyenlőségnek kell teljesülnie, az  $a_0$  az eddig még fel nem derített antigéneket (blánk),  $q_0$  ezek együttes frekvenciáját jelöli. Az öröklődés után a Hardy-Weinberg törvény értelmében

$$\left( \sum_{i=0}^n q_i \right)^2 = 1 \quad /1.3/$$

Részletesen kiírva

$$q_0^2 + \sum_{i=1}^n q_i(q_i + 2q_0) + \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n 2 q_i q_j \quad /1.4/$$

Jelölje  $R_{ij}$  az  $\{a_i, a_j\}$  phenotípus gyakoriságát. (Az  $a_i, a_j$  phenotípus szorológiaiilag nem különböztethető meg az  $a_i, a_j$  phenotípustól!) Az  $R_{ij}$  értékek ismeretében keressük azt a  $Q'(q'_1, \dots, q'_n)$  értéksorozatot, amely valamilyen értelemben a legjobban kielégíti az /1.4/ egyenletet. (Az /1.2/ alapján a  $q_0$ -t kifejezhetjük.)

A  $Q'$  becslést a maximum likelihood módszerrel határoztuk meg, miután a phenotípusok eloszlása polinomiálisnak tekinthető (1). Legyen

$$L(q_0, \dots, q_n) = \bar{L}(Q) = \prod_{i=1}^N f(X_i, Q) \quad /1.5/$$

a likelihood függvény. Ekkor az

$$F_i = \frac{\partial \bar{L}(Q)}{\partial q_i} = 0 \quad i = 1, \dots, n \quad /1.6/$$

egyenletrendszer megoldása adja a keresett becslést. Ezt az általánosított Newton-Raphson iterációs eljárással oldhatjuk meg.

$$Q'_{r+1} = Q'_r + I^{-1} F \quad /1.7/$$

ahol  $Q'_i$  a  $Q'$  vektor az  $i$ -edik becslése, az  $F$  vektor komponensei az /1.6/-beli  $F_1, \dots, F_n$  értékek, az  $I^{-1}$  pedig az információs mátrix inverze, a variancia-kovariancia mátrix.

$$I_{ij} = -E \left( \frac{1}{\bar{L}(Q)} \frac{\partial \bar{L}(Q)}{\partial q_i} \frac{\partial \bar{L}(Q)}{\partial q_j} \right); \quad i, j = 1, \dots, n \quad /1.8/$$

Miután polinomiális eloszlásról van szó,

$$I_{ij} = \sum_{l=0}^K \frac{1}{E(l)} \frac{\partial E(l)}{\partial q_i} \frac{\partial E(l)}{\partial q_j}; \quad i, j = 1, \dots, n \quad /1.9/$$

Az /1.8 és /1.9/-beli  $E$  függvényre

$$\sum_{l=0}^K E(l) = N$$

teljesül, ahol a szummáció az összes lehetséges phenotípusra vonatkozik.

Az /1.7/ iteráció pontossági feltételét  $\chi^2$ -próba segítségével adhatjuk meg:

$$\chi_n^2 = (Q'_{r+1} - Q'_r)^T I (Q'_{r+1} - Q'_r) = F^T I^{-1} F \quad /1.10/$$

Ha ez az érték kisebb egy előre megadott elfogadási szintnél, az iterációs eljárást befejezhetjük.

A számítások tényleges elvégzéséhez ki kell számítani az /1.5/, /1.6/ és /1.9/ formulákat.

$$L(Q) = \left(1 - \sum_{k=1}^n q_k\right)^{2R_{00}} \prod_{j=1}^n \left(q_j \left(q_j + 2 \left(1 - \sum_{k=1}^n q_k\right)\right)\right)^{R_{0j}} \prod_{i=1}^{n-1} \prod_{j=i+1}^n (2q_i q_j)^{R_{ij}} \quad /1.5'/$$

$$F_i = \frac{-2R_{00}}{1 - \sum_{k=1}^n q_k} + \frac{2R_{0i} \left(1 - \sum_{k=1}^n q_k\right)}{q_i \left(q_i + 2 \left(1 - \sum_{k=1}^n q_k\right)\right)} -$$

$$- 2 \sum_{j=1}^n \left( \frac{-R_{ij}}{q_i} + \frac{R_{oj}}{q_i + 2 \left(1 - \sum_{k=1}^n q_k\right)} \right); \quad i = 1, \dots, n \quad /1.6'/$$

$$I_{ij} = I_{ji} = \sum_{\ell=0}^{n(n+1)} \frac{1}{E(\ell)} \frac{\partial E(\ell)}{\partial q_i} \frac{\partial E(\ell)}{\partial q_j}; \quad i, j = 1, \dots, n \quad /1.9'/$$

$$E(\ell) = \begin{cases} N \left(1 + \sum_{k=1}^n q_k\right)^2 & \text{ha } \ell = 0 \\ N \left(q_\ell + 2 \left(1 - \sum_{k=1}^n q_k\right)\right) q_\ell & \text{ha } \ell = 1, \dots, n \\ 2 N q_k q_p & \text{ha } \ell = \frac{(2n-k-1)k}{2} + p, \quad \begin{matrix} k = 1, \dots, n-1 \\ p = k+1, \dots, n \end{matrix} \end{cases}$$

$$\frac{\partial E(l)}{\partial q_i} = \begin{cases} -2Nq_l & \text{ha } l = 1, \dots, i-1, i+1, \dots, n \\ 2N(1 - \sum_{k=1}^n q_k) & \text{ha } l = i \\ 2Nq_p & \text{ha } l = \frac{(2n-i-1)i}{2} + p \text{ és } p=i+1, \dots, n \\ 2Nq_k & \text{ha } l = \frac{(2n-k-1)k}{2} + i \text{ és } k=1, \dots, n-1 \\ -2N(1 - \sum_{k=1}^n q_k) & \text{ha } l = 0 \\ 0 & \text{különben} \end{cases}$$

Az /1.7/ iterációhoz szükséges egy induló értéket megadni, amit /1.1/ alapján célszerű számítani.

A számításokat ALGOL programnyelven írt programmal a KLTE Odra-1204 számítógépén végeztük, több különböző minta esetén. A számolási idő átlagosan:  $n = 8$  esetén (első locus) 1-2 perc,  $n = 14$  esetén (második locus) 4-5 perc volt.

A keresett  $Q'$  értéksorozaton kívül egyszerű uton adódott még, hogy mely  $R_{ij}$  érték tér el jelentősen a számítottól, valamint a phenotípusok megbszlására vett minta statisztikai értelemben el-lent mond-e a Hardy-Weinberg törvénynek.

## 2. Haplotípusok vizsgálata

Definíció: Egy  $\{a_i, a_j\}$  antigénpárt haplotípusnak neve-zünk, ha

$$a_i \in F \quad \text{és} \quad a_j \in S.$$

A haplotípusok genetikai szerepe igen jelentős, mert egy családon belül az antigénpár nem válhat szét, így egy ember csu-pán két haplotípussal rendelkezik, továbbá az utód mind az anyá-val, mind az apával egy-egy haplotípusban megegyezik.



A haplotípusok némelyike - a vizsgálati eredményeink alapján - összefüggést mutat a vizsgálatok tárgyát képező betegségek megjelenésével.

Definíció: Haplotípus frekvenciának nevezzük az

$$x_{ij} = p_i P_j + D_{ij} \quad /2.1/$$

értéket, ahol  $p_i$  az  $a_i \in F$ ,  $P_j$  az  $a_j \in S$  antigén génfrekvenciája, a  $D_{ij}$  pedig egy asszociációs együttható, a gametikus asszociáció mértéke.

$$D_{ij} = \sqrt{\frac{d}{n}} - \sqrt{\frac{(b+d)(c+d)}{n^2}} \quad /2.2/$$

ahol  $a, b, c, d$  a két antigén együttes előfordulásának vizsgálatára készített  $2 \times 2$  kontingencia táblázat elemei, és  $n = a + b + c + d$  teljesül.

Egyszerűsítő feltételek mellett meghatározhatók a varianciák is.

$$V(x_{ij}) \approx p_i^2 V(P_j) + P_j^2 V(p_i) + V(D_{ij}) \quad /2.3/$$

és

$$V(D_{ij}) \approx \frac{1}{4N^3} r_i R_j$$

$r_i$  az  $a_i \in F$ , az  $R_j$  pedig az  $a_j \in S$  antigén előfordulási gyakorisága, a  $V(p_i)$  és  $V(P_j)$  értékek a mindkét locusra meghatározott  $Q'$  becsléssel együtt adódnak.

Az összes lehetséges haplotípus frekvencia kiszámítása mellett két kérdés foglalkoztatott bennünket:

a.) mikor fejez ki a  $D_{ij}$  érték csupán véletlenszerű kapcsolatot,

b.) a normál és beteg populációból vett minták összehasonlításakor a haplotípust alkotó két antigén társulási készségei között van-e lényegi eltérés.

Ezekre a kérdésekre legegyszerűbb megoldásként az  $\chi^2$  illetve a Fisher féle Z-próba segítségével kerestük a választ.

A számítások elvégzésére ALGOL nyelven készült program, amely a KLTE Odra-1204 számítógépén futott.

A haplotípusok vizsgálata még korántsem lezárt téma. Vizsgálataink jelenleg családok szintjén folytatódik, így a teljesen előforduló haplotípusokat tudjuk meghatározni, s ez által közelebb tudunk jutni az eredeti biológiai problémák megoldásához.

#### Irodalom

- (1) Bailey, N.T.J.: Introduction to the Mathematical Theory of Genetic Linkage, Oxford University Press, 1961.
- (2) Yule, G.U.-Kendall, M.G.: Bevezetés a statisztika elméletébe, Közgazdasági és Jogi Kiadó, Budapest, 1964.
- (3) Mattiuz, P.L.-Ihde, D.Piazza, A.Ceppellini, R.Bodmer, W.F.: New Approaches to the Population Genetic and Segregation Analysis of the HL-A System, Histocompatibility testing, Munksgaard, 1970.
- (4) Sváb J.: A populációs genetika alapjai, Mezőgazdasági Kiadó, Budapest, 1971.

## MTA SZTAKI

### Azonosítási kódok statisztikai vizsgálata

Garádi János

A kórházakban ápolott személyek azonosítására általában a születési év, hó, nap, a nem, valamint az anya nevének kezdőbetűje szolgál.

Ezek az adatok jól használhatók, mivel nem változnak meg az ember élete során. A vizsgálatok azonban azt mutatták, hogy ezek az adatok önmagukban a személyek csak mintegy 30 %-át azonosítják egyértelműen. Ezért a fenti azonosító kódhoz hozzávehetjük az állandó lakóhely megyéjét és a település jellegét (pl.: falu, város, illetve Budapesten a kerület). Ezek az adatok egy éven belül a lakosság mintegy 2 %-ánál változnak meg. Ezen felül az olyan kódokat is hozzávehetjük, amelyeknek a változása a lakosságnak legfeljebb 3 %-át érinti.

A statisztikai vizsgálathoz modellként az ugynevezett cellabetöltési problémát használjuk.

Ebben a dolgozatban egy cellabetöltési problémával foglalkozunk, amely az összetartozó rekordoknak (emberek) véletlenszerűen kisorsolt azonosító számok segítségével történő azonosítása során merült fel.

A mi esetünk annyiban különbözik a klasszikus cellabetöltési problémától, hogy a különböző cellákba esés valószínűsége különböző.

A feladat leírása a következő:

Adott  $N$  számú ember, és  $n$  számú különböző azonosítószám,

melyeket az  $N$  ember egymástól függetlenül  $p_1, p_2, \dots, p_n$  valószínűséggel vesz fel (ahol  $n = N$ ).

Kérdés:

Mennyi a hibásan azonosított emberek várható száma?  
(Hibásan azonosítottak akkor tekintünk egy embert, ha található hozzá legalább még egy ember, amelynek ugyanaz az azonosítója.)

Legyen az  $\xi_i^{(m)}$  valószínűségi változó jelentése a következő:

$$\xi_i^{(m)} = \begin{cases} 1, & \text{ha az } i\text{-edik azonosító pontosan} \\ & m \text{ emberhez tartozik} \\ 0, & \text{különben} \end{cases} \quad /1.1/$$

A  $P(\xi_i^{(m)} = 1)$  valószínűség könnyen kiszámítható:

$$P(\xi_i^{(m)} = 1) = \binom{N}{m} p_i^m (1 - p_i)^{N-m} \quad /1.2/$$

mert az egyes emberekhez egymástól függetlenül rendeltük az azonosítókat.

Azoknak az azonosítóknak az  $E_m$  várható száma, amelyhez pontosan  $m$  ember tartozik egyenlő:

$$E_m = \sum_{i=1}^n \binom{N}{m} p_i^m (1 - p_i)^{N-m} \quad /1.3/$$

Konkrétan:

$$E_0 = \sum_{i=1}^n (1 - p_i)^N$$

$$E_1 = N \cdot \sum_{i=1}^n p_i (1 - p_i)^{N-1} \quad /1.4/$$

$$E_2 = \frac{N \cdot (N-1)}{2!} \sum_{i=1}^n p_i^2 (1 - p_i)^{N-2}$$

$$E_3 = \frac{N \cdot (N-1)(N-2)}{3!} \sum_{i=1}^n p_i^3 (1 - p_i)^{N-3}$$

Vezessük be a következő jelölést:  $p_i = \frac{\alpha_i}{N}$ .

Fel kell tennünk, hogy  $n \gg N$  - egyébként a rosszul azonosított emberek száma tulságosan nagy lenne (a konkrét feladatban  $n \approx 150 N$ ).

Emellett, a  $p_i$  valószínűségek, bár nem egyenlők, mégis egyenletesen kicsik, azaz ha  $n \rightarrow \infty$  és  $n \cdot \max_i p_i$  egy független  $K$  korlát alatt marad. Ezért /1.4/ felhasználásával:

$$E_1 \approx \sum_{i=1}^n \alpha_i \cdot e^{-\alpha_i} \quad /1.5/$$

Annak ellenére, hogy feltevésünk szerint:

$$\alpha_i < \frac{K}{n} \cdot N \approx 0, \text{ az } e^{-\alpha_i}$$

nem helyettesíthető egyszerűen 1-gyel, mert így azt kapnánk, hogy a rekordok 100 %-a helyesen azonosítható.

Az /1.4/ képletekből az előző feltevéseinket felhasználva, hogy a hibásan azonosított emberek  $H$  várható száma:

$$H = \sum_{m=2}^{\infty} m \cdot E_m$$

jól közelíthető a  $2 \cdot E_2$  -vel, mert a maradék:

$$\sum_{m=3}^{\infty} m \cdot E_m = \sigma(\alpha_i^2)$$

$E_2$  kiszámításával már elhanyagolhatjuk az  $e^{-\alpha_i}$  tényezőket, tehát:

$$H \approx 2 \cdot L_2 = 2 \cdot \frac{N \cdot (N-1)}{2!} \sum_{i=1}^N \frac{d_i^2}{N^2} \left(1 - \frac{d_i}{N}\right)^{N-2} \approx$$

$$\approx \sum_{i=1}^{\infty} d_i^2 e^{-d_i} \approx \sum_{i=1}^{\infty} d_i^2 + 0 \left( \sum_{i=1}^{\infty} d_i^3 \right)$$

A  $\sum_{i=1}^5 p_i^2$  összeg a konkrét feladatnál könnyen kiszámítható,

mert az azonosítószámot 5 - a feladat természete miatt - egymástól független azonosító egyesítésével alakítottuk ki, ezért elegendő volt külön-külön megbecsülni ezen azonosítók

$p_{i_1}^{(1)}, p_{i_2}^{(2)}, \dots, p_{i_5}^{(5)}$  valószínűségeit.

Ekkor a függetlenség miatt:

$$\sum_{i=1}^{\infty} p_i^2 = \prod_{j=1}^5 \sum_{i,j=1}^{\infty} (p_{ij}^{(j)})^2$$

Térjünk át a  $\xi^{(m)} = \sum_{i=1}^n \xi_i^{(m)}$  valószínűségi változók szórás négyzetének kiszámítására.

$$D^2(\xi^{(m)}) = M(\xi^{(m)2}) - (M(\xi^{(m)}))^2 \quad /1.6/$$

$$M(\xi^{(m)2}) = M(\xi^{(m)}) + \sum_{\substack{i \neq j \\ i, j=1}}^n M(\xi_i \xi_j) =$$

$$= \sum_{i=1}^n \binom{N}{m} p_i^m (1 - p_i)^{N-m} + \sum_{\substack{i \neq j \\ i, j=1}}^n \binom{N}{m} \binom{N-m}{m} \cdot p_i^m \cdot (1 - p_i)^m \cdot p_j^m \cdot (1 - p_j - p_i)^{N-2m} \quad /1.7/$$

itt természetesen feltételeztük, hogy  $N > 2 \cdot m$ .

$$M \left( f^{(m)} \right)^2 = \sum_{i,j=1}^n \binom{N}{m}^2 p_i^m p_j^m (1-p_i)^{N-m} (1-p_j)^{N-m}$$

Könnyen belátható, a következő állítás:

Ha  $m \geq 2$ , és a  $\max_i d_i \longrightarrow 0$ , hogy eközben

$$\frac{\max_i d_i}{\min_i d_i}$$

korlát alatt marad, akkor a

$$\frac{D^2 \left( f^{(m)} \right)}{M \left( f^{(m)} \right)} \longrightarrow 1. \quad /1.8/$$

Bizonyítás:

Azt kell belátnunk, hogy  $\frac{D^2 \left( f^{(m)} \right) - M \left( f^{(m)} \right)}{M \left( f^{(m)} \right)} \longrightarrow 0$

Az /1.6/ és az /1.7/ alapján:

$$D^2 \left( f^{(m)} \right) - M \left( f^{(m)} \right) = \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^n \binom{N}{m} \binom{N-m}{m} p_i^m (1-p_i)^m.$$

$$= \sum_{i,j=1}^n \binom{N}{m}^2 p_i^m (1-p_i)^{2m} - \sum_{i,j=1}^n \binom{N}{m}^2 p_i^m (1-p_i)^m. \quad /1.9/$$

$$= \sum_{i,j=1}^n p_i^m (1 - p_i - p_j + p_i \cdot p_j)^{N-m}$$

Először vizsgáljuk az  $i = j$  esetet: Ilyen tagból  $n$  darab van a kivonandóban. Könnyen belátható, hogy összegük rendje:

$$O \left( n \cdot \max_i \alpha_i^{2m} \right)$$

Ha az  $i \neq j$ , akkor az /1.9/-ben a kivonást tagonként elvégezve, és alkalmazva a binomiális tételt nyerjük, hogy egy tag rendje:

$$O \left( \frac{1}{n} \cdot \max_i \alpha_i^{2m-1} \right)$$

Tehát az összeg rendje:

$$O \left( n \cdot \max_i \alpha_i^{2m-1} \right)$$

Igy adódik, hogy az  $\frac{1}{M(\xi^{(m)})}$  rendje pedig:  $O \left( \frac{1}{n \cdot \min_i \alpha_i^m} \right)$

Amiből következik állításunk:

$$\frac{D^2 \left( f^{(m)} \right) - M \left( f^{(m)} \right)}{M \left( f^{(m)} \right)} = O \left( \max_i \alpha_i^{m-1} \right)$$

Q.E.D.

Számításainkat két módon is alátámasztottuk számítógépes programok segítségével, reprezentatív mintavétel alapján.

Egyrészt közvetlen úton: sikerült találni a mintának egy olyan - viszonylag nagyméretű - részhalmazát, amelyben az összehasonlítható rekordok előfordulása logikailag lehetetlen volt. Ezen halmazon a logikailag megengedett azonosítók száma 300-szorosa az azonosítandó emberek számának. Ennek ellenére a rosszul azonosított emberek az összes emberek 5,5 %-át teszik ki. Ez 1100



ilyen azonosítónak felel meg, amely pontosan 2 embert azonosít.

$$\text{A számok tehát: } E \left( \sum \binom{m}{i} \right) \approx 31.$$

A három vagy ennél több embert azonosító kódok száma már elenyészően kicsiny, azaz: 60.

A másik ellenőrzési mód közvetett: előző halmazunkhoz találtunk egy másik, vele kb. azonos méretű ( $N$ -elemű), föle logikailag diszjunkt ember-halmazt, amelyen az azonosító kódok eloszlása (a  $p_i$  valószínűségek) - a probléma természetéből adódóan - ugyanaz.

Kérdés: mekkora a két halmaznak a hibés azonosításból adódó közös része.

A közös elemek várható száma könnyen meghatározható lenne, ha ismernénk az egyik halmaz által lefoglalt azonosítókhoz rendelt  $p_i$  valószínűségek összegét  $P_{\text{össz}}$ . A keresett várható érték ebben az esetben:  $N \cdot P_{\text{össz}}$ .

Ha csak az azonosítók eloszlását (a  $p_i$  valószínűségeket) ismerjük, de nem ismerjük, hogy az első halmaz konkrétan mely azonosítókat foglalja le, akkor a  $P_{\text{össz}}$  várható értékét tudjuk kiszámítani.

$$P_{\text{össz}} = \sum_{i=1}^n p_i \cdot \epsilon_i^{(1)} + \sum_{i=1}^n p_i \cdot \epsilon_i^{(2)} + \dots$$

Az  $\epsilon_i^{(m)}$  definíciójét lásd /1.1/-ben.

$$E(P_{\text{össz}}) = \binom{N}{1} \sum_{i=1}^n p_i^2 (1-p_i)^{N-1} + \frac{N!}{2} \sum_{i=1}^n p_i^3 (1-p_i)^{N-2} + \dots$$

Tekintettel arra, hogy az  $a_i = p_i \cdot N$  számok nullához közeliek,

ezért elegendő csak az első tagot figyelembe venni, sőt az

$$(1 - p_i)^{i-1} = e^{-d_i}$$

szorzót is elhanyagolhatjuk.

Igy azt nyerjük, hogy :

$$L(p_{\text{össz}}) \approx \frac{2 \cdot E(f^{(2)})}{n-1} ,$$

azaz a két halmaz hibás kódolásból adódó közös részének várható elemszáma kétszerese az egyik halmaz által kétszeresen lefoglalt kódok várható számának.

Az /1.8/ összefüggéshez hasonlóan belátható, hogy

$$D^2(p_{\text{össz}}) = N \left( \sum_{i=1}^n p_i^3 - \left( \sum_{i=1}^n p_i^2 \right)^2 \right) + O\left(\frac{N}{n^3}\right)$$

ha  $n \longrightarrow \infty$  és  $\max_i d_i \longrightarrow 0$ .

Ha a  $p_i$ -k egyenletességére nem kötünk ki semmilyen feltételt, akkor :

$$L^2(p_{\text{össz}}) = O\left(\frac{N}{n^2}\right) , \text{ ezért a}$$

$$D^2(N \cdot p_{\text{össz}}) = O(n) .$$

Ugyanílyen nagyságrendű a közös rész elemszámának - a binomiális eloszlás alapján számított - szórásnégyzete, ha  $p_{\text{össz}}$  ismert.

Fenti meggondolásaink érdekessége az, hogy a két halmazban közös azonosítók elemeinek számára következtetni tudunk az egyik halmaz hibásan azonosított elemeinek számából - anélkül -, hogy ismernénk az azonosító kódok eloszlását.

A közös rész elemeinek tényleges (gépi úton nyert) száma : 1300.

A számított értékeket úgy kaptuk, hogy különbözőnek tekintettük azokat a személyeket, akiknek állandó lakóhelye és foglalkozása különböző, majd megvizsgáltuk, hogy hány olyan 9 jegyű azonosító kód van, amely az így módon különbözőnek tekintett személyek közül 1, 2, 3, stb. személyhez tartozik.

Megjegyezzük, hogy a belső vándorlás és az egy éven belüli foglalkozás változás - pl. nyugdíjazás - viszonylag nagy száma miatt ez az eljárás nem teljesen korrekt, mégis hű képet nyújt az azonosító kódok statisztikai viselkedéséről.

A fentiek alapján a személyek azonosítását egy 13 számjegyű azonosítóval végeztük.



Műszeripari Kutató Intézet

Amplitudó szelektor-rendszer sejtcsoport-aktivitás vizsgálatára

Kováts Attila és Bencze József

A magasabbrendű idegrendszer működésének feltárását végző kutatások viszonylag új, csak néhány év óta alkalmazott, gyorsan terjedő módszere a sejtcsoport aktivitás (multi unit activity) vizsgálata. A módszer nagy előnye, hogy csak kevésbé bonyolult műszerezést, a szokásos műtéti technikát igényli és a vizsgált agyterületek működésének intenzitásáról jól értékelhető eredményeket szolgáltat.

A sejtcsoport-aktivitás vizsgálati módszere azon alapul, hogy :

- az agy működésével az idegsejtek kisülése, a kisülések gyakoriságának változása jár együtt,
- az egyes agyi területek feladat-orientáltak, így adott külső ingerekre az egyes területek különböző intenzitással válaszolnak, és a reakció intenzitása a terület sejtcsoportjainak aktivitásával arányos.

A sejtcsoport-aktivitás vizsgálatához szükséges jeleket a kísérleti állat adott agyterületébe műtéti úton beépített mikroelektrodák a sejtcsoport-aktivitás jeleit és az agy tevékenységéből származó, egymásra szuperponált jelkeveréket vezetik el. A két fajta jeltípus különböző frekvenciaspektrummal rendelkezik, így egymástól frekvencia szelektív szűréssel elkülöníthető. Az EEG tevékenység jelspektruma pár tized Hz-től párszor tíz Hz-ig terjed. A sejtek aktivitását tüske alakú, gyors, rövid idejű impulzusok jelzik, amelyek frekvenciaspektruma pár száz Hz-től max. 10 kHz-ig terjed.

A sejtcsoport-aktivitás vizsgálatára alkalmazott mérőberendezésnek a fentiek szerint egyik legfontosabb építőeleme a kisméretű EEG jeleket levágó felüláteresztő szűrő. A hatásos szűrés biztosítására általában 12-18 db/oktáv asszimptotikus meredekségű szűrőt alkalmaznak.

A mikroelektrodákkal elvezetett sejtcsoport-aktivitás jeleinek csúcsfeszültsége max. 0,5-1 mV, az elektródák belső ellenállásai a szokásos kialakításoknál 0,5-2 Mohm közötti értékek. Középtértékként 1 Mohm-ot és 10 kHz-es frekvenciasávot felvéve az elektróda termikus zaja

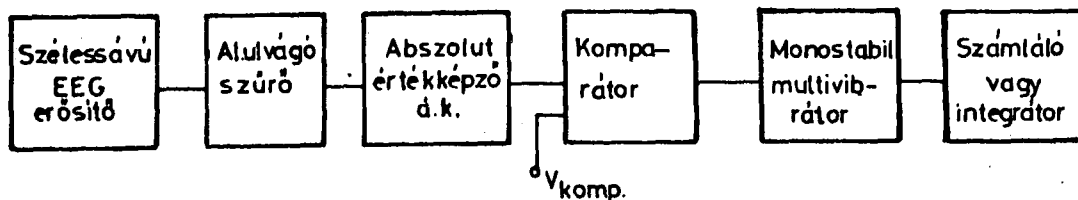
$$V_Z^2 = 4 k T f. R_e \quad 13 \mu V_{\text{eff}} \quad \text{értékű.}$$

A zaj csúcstól csúsig terjedő értéke az effektív értéknek kb. 5-6 szorosa, vagyis megközelítőleg 70-80  $\mu V$ . A jel forrásból, főleg a mikroelektroda termikus zajából eredő zaj viszonylagosan nagy értékű, ezért a szűréssel leválasztott jel is jelentős zajt tartalmaz.

A szűrt jelet oszcilloszkópon vizsgálva a jel közepén viszonylag egyenletes eloszlású zaj helyezkedik el, amelyből kiemelkednek a sejtek kisüléséből származó tükörszerű impulzusok.

A jel a zajtól amplitudó szűréssel elkülöníthető. Mivel a sejtcsoport-aktivitás vizsgálatánál a kutató általában a vizsgált agyterületen lévő sejtek tüzelésének számára kíváncsi, ezért leggyorsabb esetben a szűrő után a zajszint feletti komparálási feszültségű komparátort helyeznek el. A komparátor kimeneti feszültsége uniformizált impulzusokat előállító monostabil multivibrátort vezérel. A sejt tüzelések számát a monostabil multivibrátor kimenetére kapcsolt számlálóval vagy integrátorral lehet meghatározni.

Az 1. ábrán a fentiek szerinti egyszerű felépítésű sejtcsoport aktivitásmérő műszer tömbkapcsolását mutatjuk be.



1. ábra

### Egyszerű sejtcsoport-aktivitás mérő műszer tömbvázlata

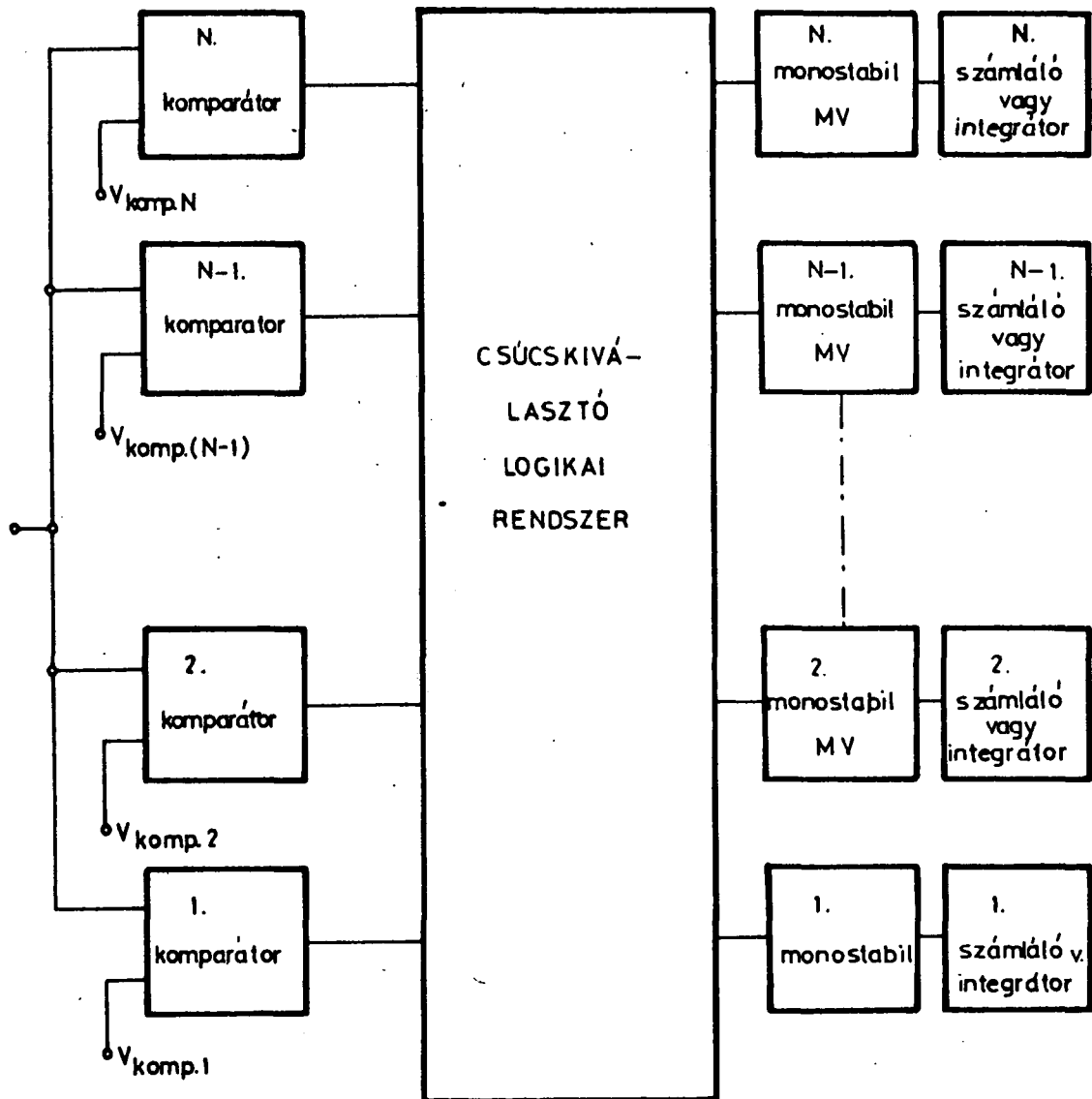
Az ilyen egyszerű felépítésű készülék természetesen csak durvább, tájékoztató jellegű vizsgálatok elvégzésére alkalmazható. Számos alkalmazásnál hasznos kiegészítés lehet még a szűrő és a komparátor között elhelyezett abszolútérték képző áramkör is, amellyel biztosítható, hogy a komparátorra csak egy polaritású (pl. pozitív) jelek kerüljenek.

Pontosabb vizsgálatoknál nem elégséges egyetlen komparációs szint alkalmazása. Több komparátorral kialakíthatók ún. ablakok, és a jelek amplitúdó eloszlásuk szerint osztályozhatók. Az alulvágó szűrőt és esetleges abszolútérték képzőt követő áramkör kapcsolási tömbábrája a 2. ábrán látható.

Az áramkör nem csupán az  $n$  számú ablaknak megfelelő számú komparátort, monostabil multivibrátort és számológépet tartalmaz, hanem még egy fontos részegységet is: a csucskiválasztó logikát, amelynek feladatát egy példa kapcsán fogjuk bemutatni (3. ábra).

A csucskiválasztó logikai rendszer előtti komparátorok komparációs feszültség szintje a sorszámnak megfelelően növekszik. Ha a komparátorok bemeneti feszültsége valamelyik komparátor komparációs szintjét túllépi, akkor a kimenetén logikai 1 szintű feszültség jelentkezik.

Annak a megállapítására, hogy pl. az  $U_{\text{komp}(N)}$  és  $U_{\text{komp}(N-1)}$  feszültségek közötti csúcsertékű jel jut a komparátorok bemenetére vagy, hogy a csúcs feszültsége nagyobb-e, mint  $U_{\text{komp}(N)}$  az  $N$ -ik és  $N-1$ -ik komparátor kimeneti feszültségét kell megfigyelni.

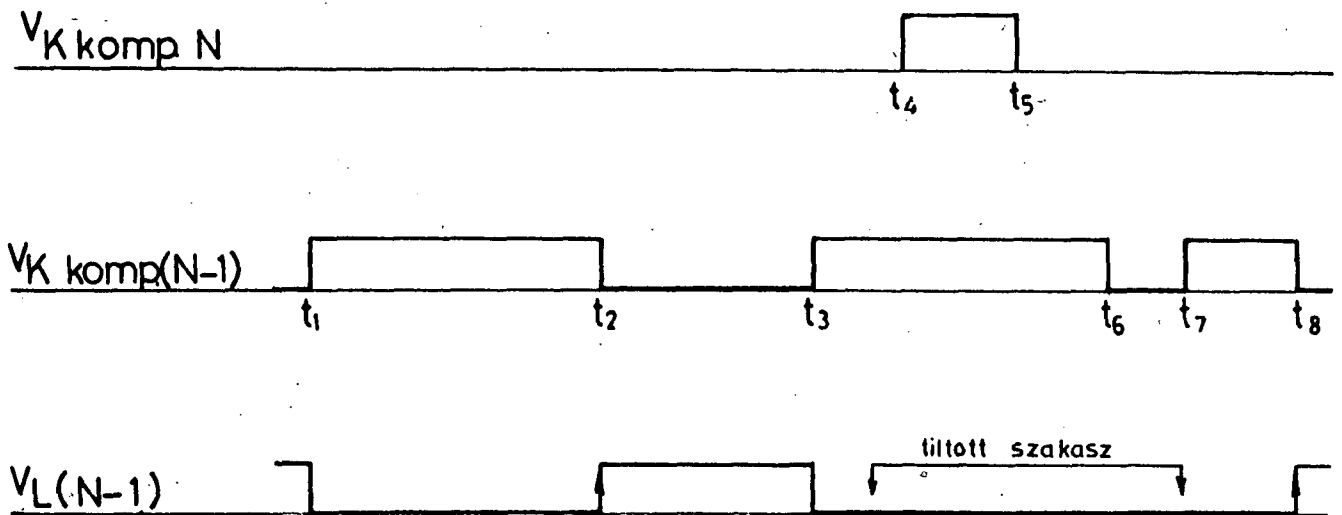


2. ábra

N csatornás ablakdiszkriminátor rendszer kapcsolási tömbábrája



Ennek megfelelően az ábrán az  $N-1$ -ik, az  $N$ -ik komparátor kimeneti feszültségeit, valamint a logikai rendszer  $N-1$ -ik kimenetein lévő jelalakokat tüntettük fel. Fontos még megjegyezni, hogy a monostabil multivibrátor működésének beindítása a logikai rendszer kimeneti jelének pozitív éleivel, a kimeneti jel 0-1 átmeneteivel történik.



3. ábra

Csúcskiválasztó logikai rendszer működésének jellemző hullámalakjai

Ennek megfelelően az ábrán az  $N-1$ -ik, az  $N$ -ik komparátor kimeneti feszültségeit, valamint a logikai rendszer  $N-1$ -ik kimenetein lévő jelalakokat tüntettük fel. Fontos még megjegyezni, hogy a monostabil multivibrátor működésének beindítása

a logikai rendszer kimeneti jelének pozitív éleivel, a kimeneti jel 0-1 átmeneteivel történik.

Ezek után vizsgáljuk a logikai rendszer működését. A növekvő jel a  $t_1$  időpillanatban nagyobb lesz az N-1-ik komparálási feszültségnél, de a  $t_1$ - $t_2$  közötti időintervallumban nem éri el az N-ik komparálási feszültség szintjét, vagyis  $t_1$ - $t_2$  között, valamely időpillanatban a bemeneti jel feszültségének csúcshertéke van. Ugyanebben az időintervallumban a logikai rendszer kimeneti feszültsége 0 szintre, az előkészítési szintre áll be, és a  $t_2$  időpillanatban a 0-1 változás kiváltja a csucsijelzést.

A  $t_3$ - $t_6$  időintervallumban a jel csúcshertéke az N-ik komparálási szint fölé emelkedik ( $t_4$ - $t_5$  közötti időszak). Ekkor a  $t_4$  időpillanatban működésbe lépő tiltás az N-1-ik szintnek megfelelő kimenetet letiltja, annak feszültsége az előkészítési szinten rögzítődik.

A tiltás eredményeképpen a  $t_6$  időpillanatban az N-1-ik komparálási szint alá csökkenő jel nem változtatja meg a logikai rendszer feszültségét, így az N-1-ik ablakban csucsijelzés nem történik.

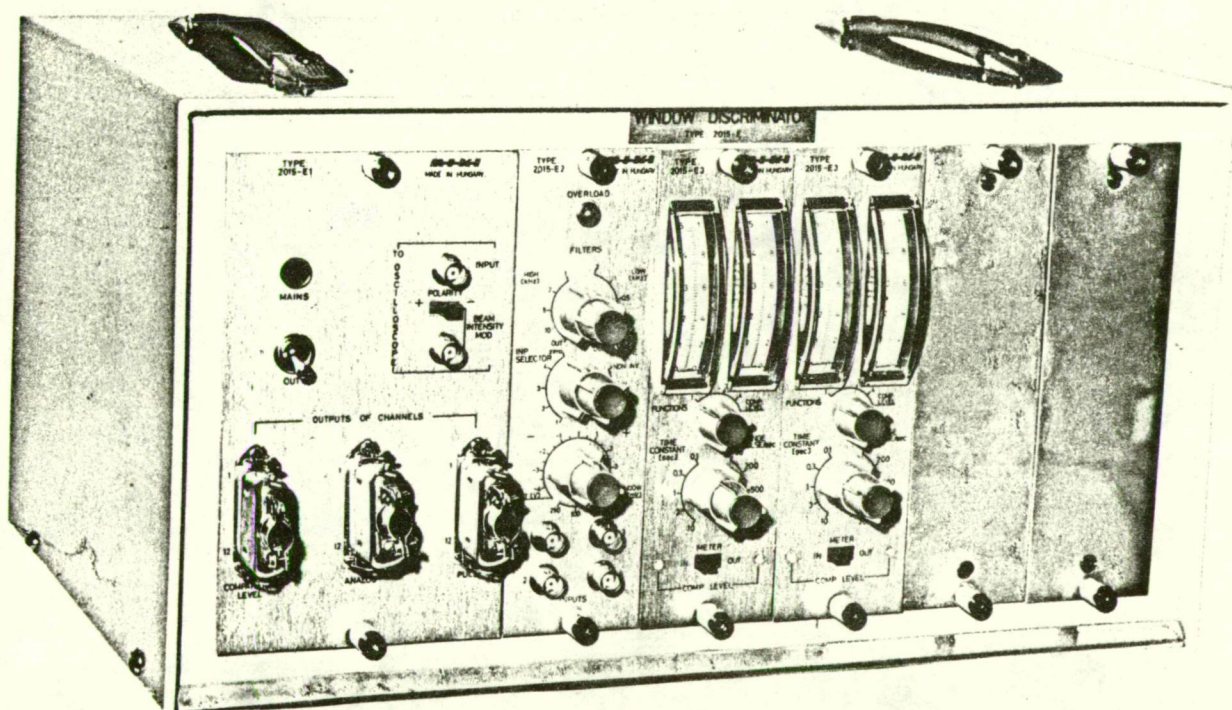
A tiltás addig marad meg, amíg az újra növekvő jel ismét eléri az N-1-ik komparálási feszültség szintet, amely az ábrán a  $t_7$  időpillanatban következik be. A  $t_7$  és  $t_8$  közötti, N-1-ik ablakba eső csucs már képes a kijelző monostabil multivibrátor működésének beindítására.

A logikai rendszer átkapcsolásával, annak más üzemmódjaiban, lehetőség van a szintkeresztezések számlálására, amplitúdó-idő hisztogramnak előállítására is.

A MIKI-ben kifejlesztett 2015 E típusjelzésű ablakdiszkriminátor fő feladata a sejtsóport aktivitás vizsgálata. A készülék rekeszfiók rendszerű (4. ábra), funkció szerint szűrőt, komparátort, számlálót, integrátort, tápegységet és oszcilloszkóp jelző egységet tartalmaz.

A rekeszfiók rendszerű felépítés nagy előnye a készülék bővíthetősége, minimális kiépítésénél 2 ablak, maximálisan 8 ablak megfigyelésére nyílik lehetőség.

A készülék kezelhetőségét megkönnyítik a szűrőegységben lévő vizuális tulvezérlésjelző, valamint oszcilloszkóp jelző áramkörök. Ez előbbi a komparálási szintek átlépésénél, a jel pozitív meredekségű szakaszain az oszcilloszkóp részére fénymodulációs jeleket szolgáltat, így a komparálási szintek helyzete a vizsgált jelen jól ellenőrizhető.



4. ábra

Az ismertetett készülék orvosi ellenőrzését a Pécsi Orvostudományi Egyetem Élettani Intézete végezte. A szerzők köszönetüket fejezik ki Dr. Karmos György egyetemi docensnek számos konstruktív javaslatáért, amelyek figyelembevételével a Műszeripari Kutató Intézet a 2015 E típusú ablakdiszkriminátor sejtcsoport aktivitásmérő gyártását megkezdte.